

EGYETEMI DOKTORI (Ph.D.) ÉRTEKEZÉS

**A SCOLIOSIS THORACALIS GÖRBÜLETÉNEK
SZEGMENTÁLIS DEROTÁCIÓJA – A CAB IMPLANTÁTUM
ALKALMAZÁSÁNAK BIOMECHANIKAI ALAPJAI**

Molnár Szabolcs Lajos

Témavezető: Dr. Csernátony Zoltán



DEBRECENI EGYETEM

KLINIKAI ORVOSTUDOMÁNYOK DOKTORI ISKOLA

Debrecen, 2012

RÖVIDÍTÉSEK JEGYZÉKE

3D	Háromdimenziós
AAOS	American Academy of Orthopaedic Surgeons
a-p	antero-poszterior
Api	Apikális csigolya
ASTM	American Society for Testing and Materials
Bcs	Bordacsonkkal rendelkező csigolya
Bcsn	Bordacsonk nélküli csigolya
CAB	Crochet à Appui Bilatéral (kétoldalon támaszkodó horog)
CCI	Cincinnati Correction Index
CD	Cotrel - Dubousset
CT	Computer Tomographia
CV	Canalis Vertebralis
DE OEC	Debreceni Egyetem, Orvos- és Egészségtudományi Centrum
DTT	Device for Transverse Traction
F	Force (erő)
ffi	Férfi
ISC	In Situ Contouring
ISO	International Organisation of Standardization
KC	Kyphosis Correction
Kp	Középpont
M	Műtét
Me	Mérési eredmény
MR	Mágneses rezonancia

MT	Main Thoracic (fő thoracalis)
N	Newton (erő)
ne	Neutrális
Nm	Newtonméter (forgatónyomaték)
OTKA	Országos Tudományos Kutatási Alapprogram
PF	Preoperative Flexibility
POC	Postoperative Correction
Prot. No.	Protokoll Number (Protokoll azonosító száma)
PT	Proximalis Thoracalis
RKEB/IKEB	Regionális és Intézményi Kutatásetikai Bizottság
SCS	Spinal Clip System
SD	Standard Deviáció (szórás)
SRS	Scoliosis Research Society
SSI	Spinal Segmental Instrumentation
T	Torque (Forgatónyomaték)
Th	Thoracalis
TL/L	Thoraco-lumbalis/Lumbalis
TLSO	Thoraco-lumbo-sacral orthosis (fűző)
TSRH	Texas Scottish Rite Hospital
Uk	Utánkövetési
VDS	Ventral Derotation Spondylodesis

TARTALOMJEGYZÉK

1. Bevezetés	7
2. Irodalmi áttekintés	10
2.1. A scoliosis, mint 3D deformitás.....	10
2.1.1. A scoliosis 3D deformitás jellegének klinikuma.....	10
2.1.2. A scoliosis 3D deformitás jellegének biomechanikája	13
2.2. Az axiális rotációs tengely helyzetének biomechanikai modelljei	17
2.3. A műtéti derotáció kérdése a klinikumban	19
2.3.1. A konzervatív derotációs módszerek rövid áttekintése a kezdetektől napjainkig	19
2.3.2. Műtéti instrumentáriumok, elvek és technikák a kezdetektől napjainkig	22
2.3.3. A CAB implantátum.....	28
2.3.4. Műtéti derotáció a jelenlegi gyakorlatunkban.....	31
3. Célkitűzések	33
4. Anyagok és módszerek	34
4.1. A háti csigolyák axiális rotációs tengelyének meghatározása	34
4.1.1. Spekulatív módszerek	34
4.1.1.1. Felülnézeti képből szerkesztett rotációs tengely meghatározás - geometriai levezetés	35
4.1.1.2. Háromirányú nézetből szerkesztett rotációs tengely meghatározás.....	37
4.1.2. Mérésen alapuló vizsgálatok	38
4.1.2.1. A gerinccsatorna térfogatváltozásának vizsgálata.....	38

4.1.2.2. Ex vivo – in vitro mérések	41
4.1.2.2.1. Bordacsonkokkal eltávolított háti gerincszakaszon végzett mérések	42
4.1.2.2.2. Komplet mellkasi szeleteken végzett mérések	48
4.2. A CAB implantátum által megvalósított szegmentális derotáció biomechanikai alapjainak vizsgálata	50
4.2.1. Processus transversusok statikai terhelhetőségének vizsgálata.....	50
4.2.2. A CAB implantátum 3D korrekciós hatásának vizsgálata.....	55
5. Eredmények	59
5.1. A háti csigolyák axiális rotációs tengelyének meghatározása	59
5.1.1. Spekulatív módszerek	59
5.1.1.1. Felülnézeti képből szerkesztett rotációs tengely meghatározás - geometriai levezetés	59
5.1.1.2. Háromirányú nézetből szerkesztett rotációs tengely meghatározás.....	61
5.1.2. Mérésen alapuló vizsgálatok	63
5.1.2.1. A gerinccsatorna térfogatváltozásának vizsgálata.....	63
5.1.2.2. Ex vivo – in vitro mérések	65
5.1.2.2.1. Bordacsonkokkal eltávolított háti gerincszakaszon végzett mérések	65
5.1.2.2.2. Komplet mellkasi szeleteken végzett mérések	67
5.2. A CAB implantátum által megvalósított szegmentális derotáció biomechanikai alapjainak vizsgálata	70
5.2.1. Processus transversusok statikai terhelhetőségének vizsgálata.....	70
5.2.1.1. Vertikális nyomás.....	70

5.2.1.2. Axiális tengelyű csavarás.....	71
5.2.2. A CAB implantátum 3D korrekciós hatásának vizsgálata.....	72
6. Megbeszélés	76
7. Új eredmények.....	85
8. Összefoglalás	87
9. Etikai vonatkozás és támogatás	89
10. Irodalomjegyzék.....	90
10.1. Hivatkozott közlemények jegyzéke	90
10.2. Az értekezés alapjául szolgáló in extenso közlemények.....	107
10.3. További közlemények	108
11. Tárgyszavak	109
12. Köszönetnyilvánítás	110
13. Függelék.....	112

1. BEVEZETÉS

A scoliosis a gerinc háromdimenziós (továbbiakban 3D) deformitása, amelyet a csigolyák intra- és intervertebrális rotációjával kísért⁶⁴, 10°-nál nagyobb koronális síkú görbületével jellemezhetünk⁵². Idiopátiás formája 0,5-1,6%-ban fordul elő a gyermek populációban 15 799 Leeds-i, 6-14 éves korú (0,5%), valamint 85 622 görög (1,6%) iskolás szűrővizsgálata alapján^{111,117}. A magyarországi adatok 0,5%-ban adják meg előfordulását^{45,91}.

A görbületek nagy része enyhe vagy mérsékelt, amelyek csak konzervatív kezelést igényelnek^{7,52}. A műtéti kezelést igénylő, 40°-nál nagyobb görbületek aránya 0,04% egy 30 év tapasztalatát feldolgozó írországi tanulmány alapján³³. Magyarországon évente 100-150 scoliosis műtetre kerül sor.

A szűrővizsgálatok elterjedése és a kezelés fejlődése ellenére, az etiológia és a természetes kórlefolyás alapvető kérdései megválaszolatlanok. Ezen szempontok tisztázása nélkül a jelenlegi módszerek (legyen akár konzervatív vagy sebészi) az oki kezelés minden aspektusát nélkülözik³³.

Munkacsoportunk az 1990-es évek elejétől foglalkozik a scoliosisos deformitások sajátosságaival, kiemelt figyelmet szentelve a thoracalis gerinc biomechanikájának. A téma aktuális jelentőségét a fent említettek mellett a műtéti kezelést igénylő esetekben alkalmazható implantátum rendszerek dinamikus fejlődése és sokfélesége adja⁴⁴. A különböző feltárásból (thoracotomia, thoracosopia, illetve hátsó feltárás) végzett műtétek eltérő biomechanikai elvekre épülhetnek és az ezeknél alkalmazott implantátumok a csigolyák különböző részein rögzülhetnek.

Érdeklődésünk középpontjában egy, a szakirodalomban is kiemelt jelentőséggel bíró problémakör – a derotáció hatékonyságának javítása – áll, amely még napjainkban is sok kérdést rejt magában^{13,14,34,56,65}.

A mai napig is *golden standard* az 1980-as évek közepén **Cotrel** és **Dubousset** által bevezetett, akkor forradalminak számító újítás, a derotációs koncepció, amelyet a róluk elnevezett (továbbiakban CD) implantátum használata során alkalmaztak^{12,13}. Ezt az elvet felhasználva hamarosan számos új implantátum rendszer jelent meg, továbbfejlesztve ezzel a sebészi technikát és az implantátumgyártást.

Munkásságuk nyomán eleinte úgy tűnt, hogy megoldották a 3D korrekció problémáját. A műtéti eredmények értékelésekor azonban esetenként – az irodalmi adatok alapján – számottevő kóros rotáció marad vissza, amely annak a következménye, hogy a frontális és szagittális görbület csökkentése során a relatív rotáció növekszik^{15,17,19,26,56}.

A problémakör megértéséhez és vizsgálatához elengedhetlenné vált a gerinc anatómiájának és biomechanikájának az eddigieknél elmélyültebb megismerése. Mindazonáltal bizonyos biomechanikai részletek a mai napig sem tisztáztak teljesen. Egyik ezek közül a háti csigolyák axiális rotációs tengelyének elhelyezkedése. Az irodalmat áttekintve feltűnt, hogy a háti csigolyák axiális rotációs tengelyének elhelyezkedését illetően egymásnak teljesen ellentmondó állítások kerültek leírásra, ráadásul – meglepő módon – ezek békésen megférnek egymás mellett. A tengely pontos meghatározását azért tartjuk elengedhetetlennek, mert a 3D deformitás minden komponensének, így a rotációnak a hatékony és lehetőleg arányos korrekciójára is szükség van a műtéti kezelés során.

A műtéti hatékonyság egyszerűsítése céljából Csernátóny a CD elvű rendszerek kiegészítőjeként fejlesztette ki a csigolyák kétoldali processus transversusain egyidejűleg támaszkodó, ún. **CAB** implantátumot (Crochet à Appui Bilatéral = kétoldalon támasz-

kodó horog, Sanatmetal Kft., Eger, Magyarország), amely egyidejűleg ugyanazon háti csigolya mindkét processus transversusának tövén rögzülve hoz létre derotációt^{16,18,21}.

Munkámban a szerteágazó és ellentmondásokkal teli irodalmi háttér kritikai feldolgozását követően a thoracalis gerinc egyes, eddig tisztázatlan biomechanikai összefüggéseit, majd a CAB implantátum klinikai alkalmasságának és eddigieknél hatékonyabb korrekciós hatásának vizsgálatát mutatom be.

2. IRODALMI ÁTTEKINTÉS

A gerincdeformitás kezelésének fellelhető irodalma több mint 5000 éves múltra tekint vissza. A kezelési törekvések **Cotrel** és **Dubousset** munkásságát megelőzően alapvetően a frontális síkú görbület korrekciójára szorítkoztak. Valójában a CD elv megjelenése irányította a figyelmet a scoliosis térbeli aspektusára, valamint a csigolyák axiális rotációjára. Az idevágó irodalom azonban oly mértékben szerteágazó és ellentmondásokkal teli, hogy áttekintése csak egy átfogó rendszerezéssel segíti az eligazodást.

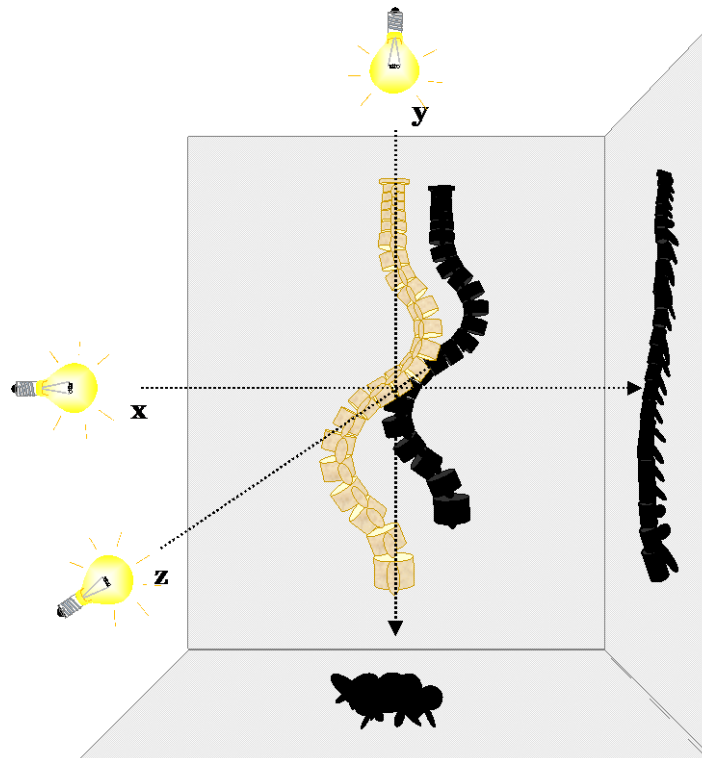
2.1. A scoliosis, mint 3D deformitás

Lee definíciója szerint a scoliosis a gerinc 3D deformitása, amelyet a csigolyák intra- és intervertebrális rotációja kísér⁶⁴, és ami 10°-nál nagyobb koronális síkú görbülettel jellemezhető⁵².

2.1.1. A scoliosis 3D deformitás jellegének klinikuma

A deformitás elemzéséhez tisztában kell lenni azzal a ténnyel, hogy a deformitás komponensei a hagyományos (szagittális, koronális és horizontális) koordináta-rendszerekben ugyan leírhatóak, de egyik síkban sem jelenik meg „tisztá” projekció, tekintettel arra, hogy a deformitás síkjai ezektől eltérnek és ezek gerincszakaszonként változnak^{96,109}. Az *1. ábra* szemlélteti egy 3D gerincdeformitásnak a tér három fő síkjára történő projekcióját.

A probléma megértését és megoldását a digitális képalkotók^{25,cit27,59}, matematikai algoritmusok és számítástechnikai szoftverek^{cit24}, valamint a mérnöki gyakorlatban használt végelem módszerek segítették³².



1. ábra. A 3D deformitás szemléltetése.

Forrás: Csernátony Zoltán, Ph.D. értekezés 1999. Egy új típusú kiegészítő háti implantátum, a „CAB” kifejlesztése a scoliosis hátsó behatolásából végzett műtéti kezeléshez.

A műtéti indikációban ugyanakkor még mindig a koronális síkban meghatározott **Cobb** szerinti szögmeghatározás az egyik alapvető kritérium^{cit11}, amelynek azonban 10° a leírt variabilitása⁷⁵!

A gerincdeformitások klasszifikációjára meglehetősen összetett ajánlások születtek¹⁰³.

Smith¹¹⁰ szerint a jó scoliosis klasszifikációnak az alábbi szempontoknak kell megfelelnie:

- legyen átlátható és szisztematikus az osztályozás;
- az egészséges státuszhoz viszonyított állapotot, vagyis az eltérés súlyosságát mutassa;
- általa meghatározható legyen a természetes lefolyás és a kezelés eredménye;
- támogassa a kezelési terv felállítását.

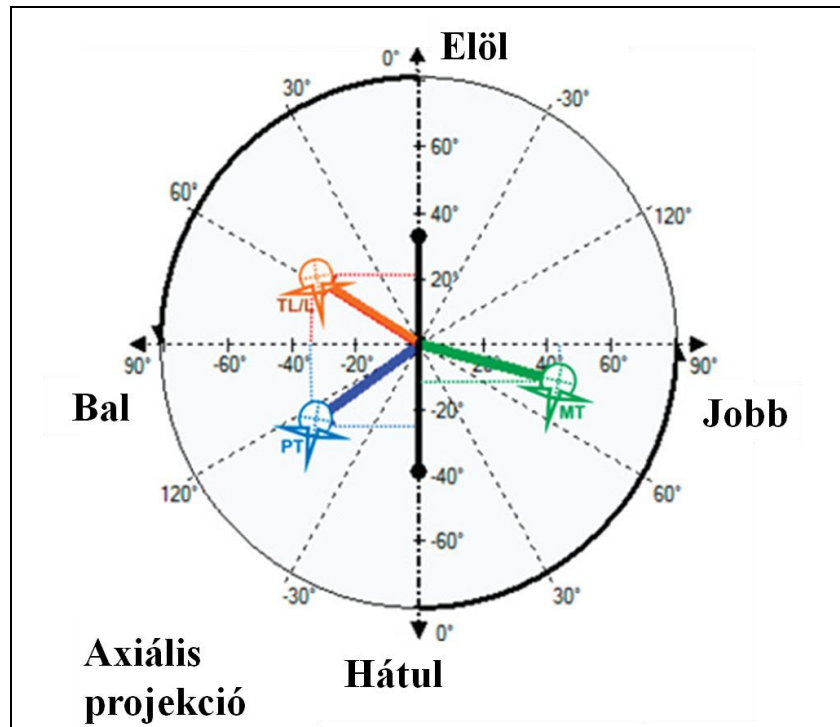
A sebész szempontjából elsősorban ezen utóbbi szempont, nevezetesen az instrumentálandó szakasz és a műtéti feltárás típusa az, ami kiemelendő⁶⁶.

A jelenleg az irodalom által leginkább javasolt, de rendkívül bonyolult **Lenke**-féle osztályozás^{67,68,97} is a konvencionális síkokban ábrázolt projekciókat veszi alapul.

A téma jelentősége miatt a Scoliosis Research Society (SRS) által létrehozott munkacsoport egy rekonstrukciós algoritmussal „egyszerűsített” 3D klasszifikációt vezetett be⁶⁰. A következő paramétereket vizsgálják:

- a maximális görbület síkja;
- a maximális deformitás síkjában felvett ún. maximum Cobb szög (a bordapúp síkjában készített röntgenfelvételen);
- a hagyományos koronális (a-p) és szagittális (laterális) síkú Cobb szög;
- két végcsigolya és az apikális csigolyák síkjai (vagy a legjobban illeszthető sík) és a
- lokális paraméterek:
 - csigolya- és discus ékforma,
 - csigolya horizontális síkú rotációja,
 - medence indexek.

Az eredmények összegzett egyszerűsítésére létrehoztak egy szoftvert (amely Leonardo da Vinciről kapta a nevét): egy kör alapú kétdimenziós koordináta rendszerben a görbületek apikális csigolyáit úgy ábrázolják, hogy a zéró ponttól mért horizontális (x tengely) távolsága korrelál a görbület koronális, a vertikális távolsága (y tengely) pedig a szagittális eltéréssel. Ábrázolják továbbá az apikális csigolyák transzverzális rotációját is¹⁰⁶. Az igény és a lehetőség nem új keletű, mindössze az egyszerűen használható számítástechnikai program hiányzott. A 2. ábrán szemléltetjük gyakorlatban a program által alkotott képet.



PT - proximalis thoracalis szegmentum végcsigolyája, **MT** - fő thoracalis görbület (MT: main thoracic) apikális csigolyája, **TL/L** - thoracolumbalis/lumbalis szegmentum végcsigolyája.

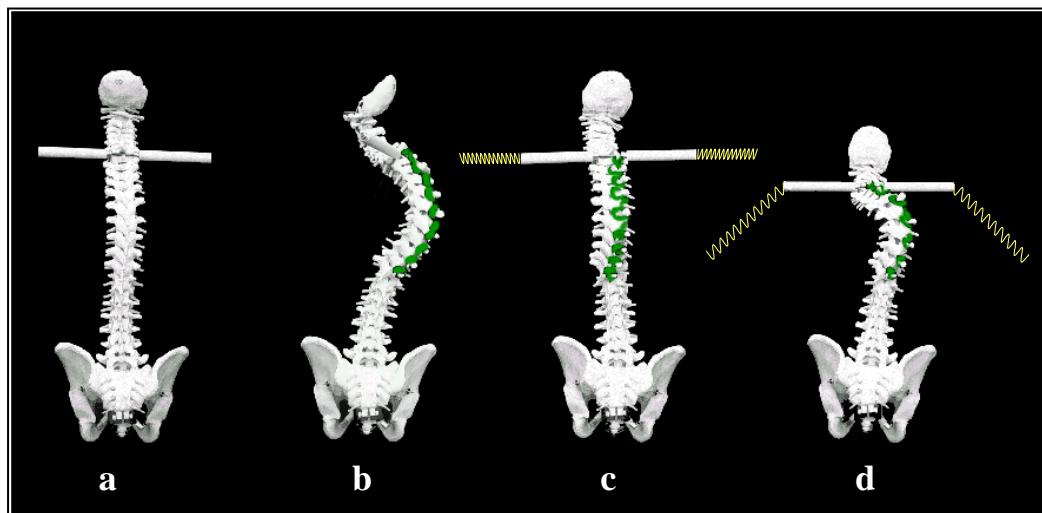
2. ábra. Az axiális projekció körvektora.

Középpontjában a függőleges tengely található. Az ábrán színessel a görbület két végcsigolya és az apikális csigolyák helyzeteit jelöltük. Az azonos színű vektorok a vizsgált csigolya (és görbület) axiális síkú kitérésével megegyeznek. Tengely körüli rotációját a csigolya rajza mutatja.

2.1.2. A scoliosis 3D deformitás jellegének biomechanikája

A scoliosisos gerincdeformitás mindig legalább egy instabil mozgásszegmentumnak az élettani értéket meghaladó elmozdulása következtében jön létre¹⁰⁷. Előljáróban tisztázni kell, hogy egészséges gerincen is sokszor fellelhető minimális mértékű scoliosis. Infantilis és adolescens korban ez balra irányuló, míg a köztes juvenilis korban jobbra irányuló rotációs elmozdulással jár. Ezt *determinált rotációnak* nevezzük, amely patológiás körülmények között meghatározza, hogy melyik korban milyen deformitás jön létre⁴⁷. A jelenséget vascularis eredettel és annak változásával magyarázzák¹²⁰. Ezek a görbületek azonban fiziológiásnak tekintendők és így kezelést sem igényelnek. A létrejött defor-

tás progresszióját ugyanakkor a normál körülmények között ébredő vagy fennálló erők is fenntarthatják. Minél hamarabb jön létre a deformitás, annál súlyosabb a progresszió. A *rotációs előfeszítettség* egy másik lehetséges patológiai tényező a gerincferdülés kialakulásában. **Janssen** elméletével⁴⁷ összeeseng **Csernátony** teóriája^{17,20}: a paravertebrális izomegyensúly felborulása egy olyan patológiai helyzetet eredményezhet, amely a poszturális reflexekkel és a test tömeg által okozott vertikális terheléssel együtt scolioticus görbületet hozhat létre (3. ábra). Ha a kétoldali paravertebrális izmok nincsenek egyensúlyban, akkor a gerinc elcsavarodási tendenciája alakul ki (3.b ábra). A medencéhez viszonyítva a törzs teljes elcsavarodása azonban a poszturális reflexek által szabályozott testbeállítás miatt nem jöhet létre – vagyis a vállöv ismételten a medencével azonosan, a frontális síkba kerül (3.c ábra). A gerinc így rotációban előfeszített, instabil struktúra lesz, amit a felsőtest súlyából adódó terhelés egy kórosan stabil állapotba juttat scoliosist alakítva ki (3.d ábra). Ezáltal mind a scoliosisos deformitás kialakulásának kezdetét, mind a progresszióját képes magyarázni a „rotációs előfeszítettség” elmélete.

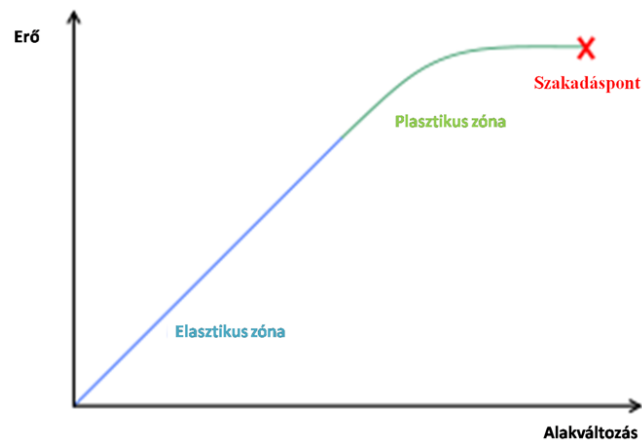


3. ábra. A "rotációs előfeszítettség" révén kialakított scoliosis modell^{17,20}.

- kiindulási helyzet
- jobboldali mm. rotatorest imitáló zöld gumigyűrűk hatására létrejött csavarodás
- frontális síkba visszaállított, rotációban "előfeszített" gerinc
- hosszirányú terhelés hatására kialakuló jobbra convex háti görbület

A determinált rotáció és a rotációs előfeszítettség mellett több általános érvényű mechanikai és biomechanikai törvény is magyarázza a scoliosis kialakulását.

Hooke írta le az *elasztikus és plasztikus deformáció*, valamint a szakadáspont (*ultimate failure*) törvényét⁸⁷, amelyet scoliosis esetében a discusok, a zárólemezek, a paravertebrális izmok, valamint az inak és az izmok alakváltozásainál figyelhetünk meg. A biológiai szövet alakváltozását szemléltető grafikon a 4. ábrán látható. Ez a törvény természetesen nem veszi figyelembe, hogy olyan élő szövetekről van szó, amelyek regenerációs és remodellációs képességgel rendelkeznek, amelynek köszönhetően egy progrediáló görbületben sem jönnek létre csonttörések vagy lágyszövet szakadások.

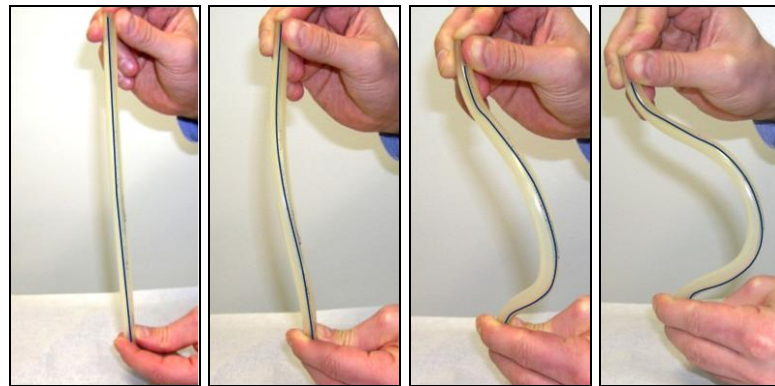


4. ábra. Alakváltozás (deformálódás) az erő függvényében.

A grafikon leegyszerűsítve azt mutatja, hogy az élő szövet alakja a rá ható erő függvényében, saját rugalmasságának megfelelően egy határig elasztikusan (reverzibilisen), majd elérve ezt a pontot, már csak plasztikusan változik (maradandóan megnyúlik, vagyis a deformációt előidéző erő megszűnésekor már nem nyeri vissza az eredeti alakját, ugyanakkor még nem szakad el). Az ún. törés- vagy szakadásponton az anyag konzisztenciája megszakad, elvesztve ezzel teljes integritását.

Euler nevéhez fűződik a *rugalmas kihajlás* differenciál-egyenletének leírása^{54,87,92}. A kihajlás az a mechanikai jelenség, amely a keresztmetszetéhez képest hosszú egyenes

rúd (jelen esetben gerinc) tengelyébe eső, megfelelően nagy nyomóerő hatására bekövetkezik. Kis nyomóerő esetén a nyomott rúd stabil egyensúlyi helyzetben van, majd a nyomóerő növelésével, egy bizonyos kritikus értéknél a rúd kihajlik, csavarodik, majd eltörik. A törvényt a magyar származású **Tetmajer** a plasztikus kihajlás meghatározásával egészítette ki, ami alkalmas a gerincdeformitások rugalmassági modelljeinek kialakításához¹²¹. Az 5. ábra szemlélteti ezen mechanikai törvényt.



5. ábra. Euler-Tetmajer féle kihajlás.

A törvény demonstrációja egy gumicsövön. Kék vonallal ábrázoltuk a processus spinosusok elméleti helyzetét.

A fenti elvek mellett tisztázták a különböző típusú kihajlásokat. Ez számunkra azért fontos, mert ezáltal alkalmas a törvény a *flexiós-torziós*, valamint a *laterál-torziós* kihajlás modellezésére is.

A *flexiós-torziós* kihajlás kompressziós hatás mellett jön létre, hajlás és csavarodás eredményeként, például láncban álló elemek, valamint kettős görbületek esetén.

A *laterál-torziós* elhajlás akkor jön létre, amikor egy alsó végén stabilan rögzített rudat felülről nyomóerővel terhelünk úgy, hogy az oldalra kihajlik.

Ezen törvények – kiegészülve a későbbiekben tárgyalandó törvényekkel – alkalmasak a rotációval kísért görbületek kialakulásának leírására.

A **Hueter-Volkman** törvény a növekedési csontmag mechanikai terhelésre adott fiziológias válaszát írja le^{79,130}. A fiziológiást meghaladó terhelés mellett a növekedési csontmag működése leáll¹. Ez a magyarázata a konvex oldal relatív túlnövekedésének.

Wolff 1892-es publikálása óta sem veszítette érvényét a törvény a *csont remodellációról*, amelynek máig is használt legfőbb megállapításai a következők voltak^{cit132}: *“Minden a csont alakjában és/vagy funkciójában bekövetkezett változás meghatározott, a matematika törvényeinek megfelelő, mikro-, majd másodlagosan makrostrukturális elváltozásokat hoz létre. A struktúra a funkció fizikai megjelenése. Patológias körülmények között a struktúra változik a megváltozott behatásoknak megfelelően.”*

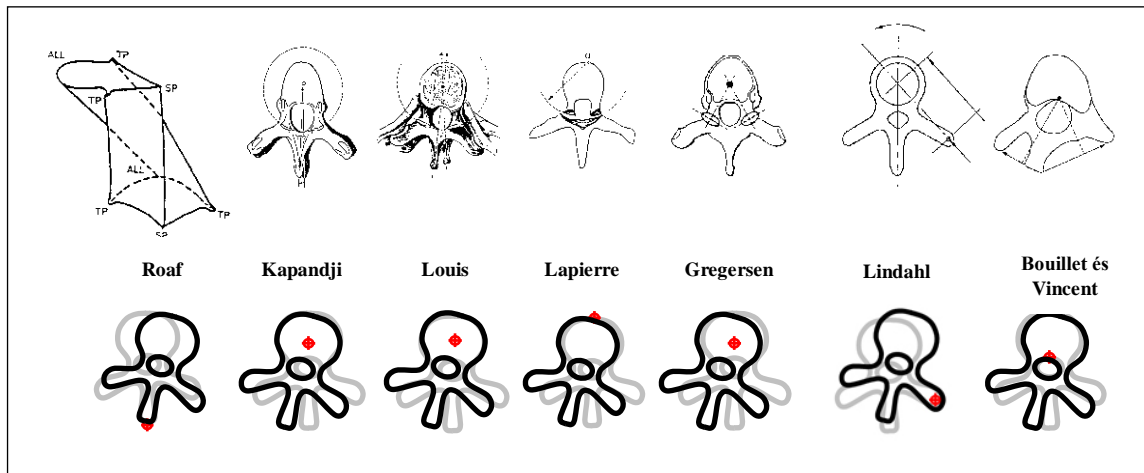
Willems megállapítása szerint a *thoracalis gerinc* felépítése és ízületeinek sajátosságai magukban hordozzák azt a tulajdonságot, hogy *mozgásai kapcsolatan* jelentkeznek. Ez kifejezetten igaz az elhajlás és a rotáció viszonylatában. A két mozgás együttesen jelentkezik, ebből következik, hogy a kóros körülmények okozta kihajlás vagy rotáció maga után vonja a másik komponens kialakulását is. Így korrekciója sem kivitelezhető különállóan – a biomechanikai integritás megbontása nélkül –, vagyis a műtéti kezelésnél olyan elveket kell alkalmazni, amelyek mindkét eltérés helyreállítására törekednek egyidejűleg, vagy legalábbis létrehozzák az egyiket, de nem akadályozzák a másik kialakulását¹²⁸.

2.2. Az axiális rotációs tengely helyzetének biomechanikai modelljei

A deformitás 3D korrekciójához hozzátartozik az arányos mértékű derotáció is. Ehhez szükség lenne a csigolyák fiziológias axiális rotációs tengelye helyének ismeretére, azonban meglepő módon a témával foglalkozó kutatók ebben a kérdésben igen ellentmondásos következtetésekre jutottak.

Roaf klasszikusnak számító kísérleti scoliosis modelljében egészen hátra, a processus spinosusok csúcsa közelébe helyezi a forgáspontot¹⁰⁴. Ezt a feltételezést erősítette meg a későbbiekben **Stagnara** is¹¹². A szerzők jelentős része ezzel szemben a kisízületi rések – mint egy kör érintői – által meghatározott kör középpontjában adja meg a rotáció tengelyét. Azonban ez alapján is változatos helyekre kerül a rotációs tengely. **Kapandji** a csigolyatest közepétől jelzetten hátrébb jelöli meg, ugyanakkor a rotált csigolyát ábrázolva annak forgástengelye gyakorlatilag a gerinccsatorna tengelyébe esik⁵⁰. **Åkerblom**², majd **Louis**⁷² a tengelyt pontosan a csigolyatest közepén, **Lapierre**⁶³ viszont egészen elől, a ligamentum longitudinale anterius helyén definiálja. **Gregersen** nem körből szerkeszti meg, hanem a kisízületi résekre állított merőlegesek metszéspontjában³⁵. Ez alapján szintén nagyjából a corpus középpontjába kerül, de látni kell, hogy csak ideális körívek esetén adja ugyanazt az eredményt, mint az előző módszerek. Méréseik alapján csak annyit tudnak megállapítani, hogy a „*discus területére, vagy attól ventrálisabb helyre esik a forgástengely*”. **Lindahl** modellkísérletében a forgástengely a processus transversus csúcsára kerül⁷⁰. **Albert**⁴ és **Engel**^{cit118} szerint a tengely többé-kevésbé a ligamentum longitudinale posterius közelében van. Később **Bouillet** és **Vincent**⁸ majd **Nash** és **Moe**⁸⁸ is ugyannerre a következtetésre jutott. Ezen feltételezések egyben azt is jelentik, hogy a canalis vertebralis nem vesz részt a rotációban^{71,85,99,100}.

A fenti - fiziológiás mozgásokon alapuló - modelleket a 6. ábra mutatja be.



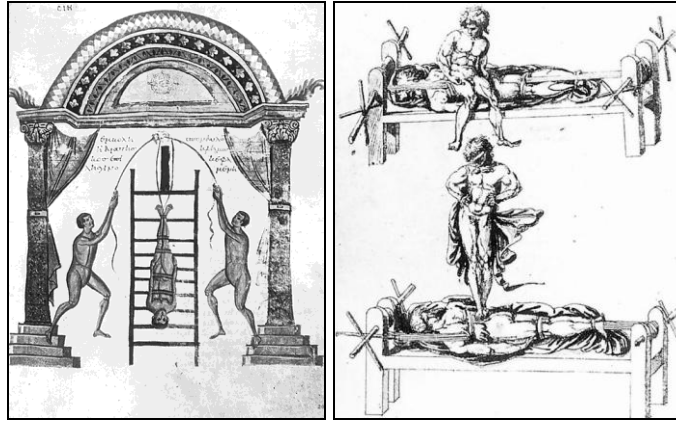
6. ábra. A különböző szerzők által meghatározott rotációs tengely elhelyezkedése.

2.3. A műtéti derotáció kérdése a klinikumban

2.3.1. A konzervatív derotációs módszerek rövid áttekintése a kezdetektől napjainkig

A scoliosis kezelési stratégiájában nélkülözhetetlen a konzervatív elemek alkalmazása a műtéti indikáció felállítása előtt. Szerepe az idők folyamán sokat változott, de jelentősége megkérdőjelezhetetlen.

Már az ősi hindu vallásos irodalomban – i.e. 3500-3000 körül – is találunk utalást a gerincdeformitás kezelésére⁵⁸. Két évezreddel később a **Hippocrates** által felállított kezelési módszer – húzás közben alkalmazott „*spinális manipuláció*” – széles körben elterjedt kora Görögországában^{77,105} és egészen az i.sz. XV. századig használt kezelési módszer volt (7. ábra).

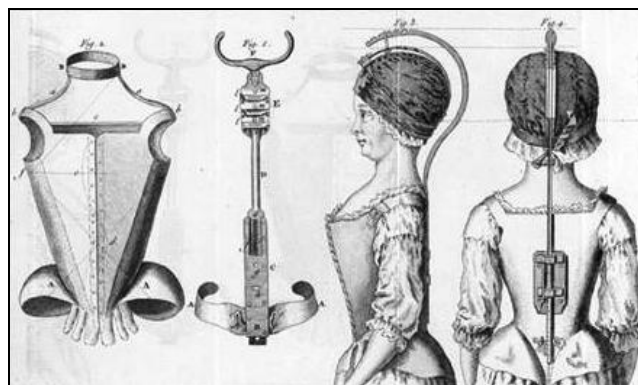


7. ábra. Hippocratesi létra és felfüggesztés, valamint Hippocrates scammonja¹²³.

Ismereteink szerint **Paré** volt az első, aki gerincdeformitások esetén fűzőkezelést végzett¹²⁹.

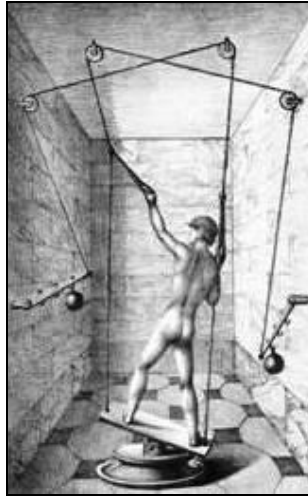
Andry felfüggesztéssel, ún. poszturális gyakorlatokkal és párnázott korzettel végezte a scoliosis kezelését^{82,98}.

Levacher 1764-ben mutatta be az első mechanikus ágyat^{cit69}. 1768-ban vezette be a 8. ábrán látható „*Jurymast*” fűzőt^{cit69}, amely axiális húzásra volt alkalmas ülő vagy álló helyzetű betegek esetén is, ezáltal lehetővé tette bizonyos fekvőbetegek mobilizálását¹²⁷.



8. ábra. Levacher „*Jurymast*” fűzője¹²⁷.

Pravaz^{cit101} olyan segédeszközt alakított ki, amellyel a betegek saját maguk tartották fenn a vertikális egyensúlyukat: előírás szerint napi két óráig kellett használni (9. ábra).



9. ábra. Pravaz-féle „*Balancoire Orthopédique*“¹²⁷.

Steindler az 1900-as évek elején kidolgozott kezelési stratégiájában a „*természet*” lépéseit hangsúlyozta és másodlagos kompenzáló görbületek elérését célozta meg a nem megfelelő korrekciós próbálkozások helyett^{4,41,116}. Poszturális gyakorlatokkal próbálta fenntartani az „*ideális*” kompenzációs görbületeket, amelyek jelenleg is a kezelés (akár műtéti, akár nem) szerves részét képezik^{28,31,73}.

Risser a posztoperatív kezelésre fejlesztette ki a *Localizer Cast* eszközt, amely lehetővé tette a betegek azonnali posztoperatív mobilizálását⁴⁹.

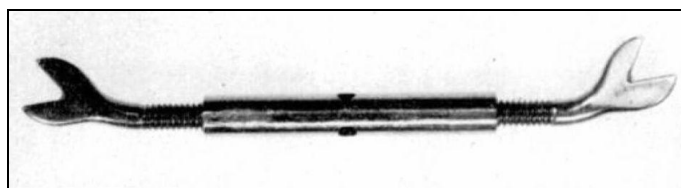
Napjainkban is különböző thoraco-lumbo-sacral fűzők (TLSO) használatosak, amelyek elnevezésüket kitalálójukról, munkahelyükről vagy városukról kapták¹⁰. Ezek sokszor csak részletekben különböznek.

Az áttekintett konzervatív kezelési módszerek alapján megállapíthatjuk, hogy az idiopátiás scoliosis természetes lefolyását ugyan módosítják a konzervatív kezelési módszerek, azonban ezektől leginkább csak a betegség progressziójának lassítása vagy leállítása várható, hathatós gyógyítása nem^{7,10}. A görbület rotációs komponensét pedig alig uralják.

2.3.2. Műtéti instrumentáriumok, elvek és technikák a kezdetektől napjainkig

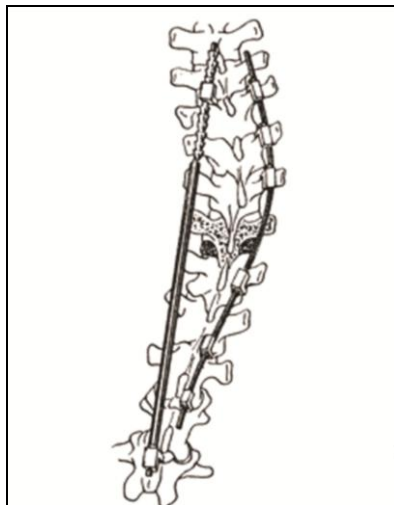
Az 1900-as évek eleje jelentette a scoliosis-kezelés történetének legfontosabb mérföldkövét, amikor is spondylitis tuberculosás betegek gerincdeformitásának műtéti kezelése során kezdtek el olyan technikákat alkalmazni, amelyeket a későbbiekben a scoliosis sebészetében is bevezettek. A műtéti korrekciót azonban sokáig még hosszú távú fűzőkezeléssel egészítették ki. A meghatározó irányvonal az implantátum nélküli fúziós technikák kialakulása volt, amelynek alapját a kisízületi artrodézisek, illetve különböző csontspanok beültetése képezték. **Albee** 1908-ban^{cit3}, majd **Jones** 1911-ben extraarticularis beültetett autológ csontgraftot alkalmazott⁸². **Hibbs** 1911-ben végzett először hátsó spinalis fúziót. Kezdetben ő is a tuberkulotikus gerincdeformítások, majd 1914-től a scoliosis sebészeti kezelésében alkalmazta⁴³. Hibbs módszerét – újdonságának köszönhetően – sokan követték, kiforratlansága miatt pedig sokan módosították^{22,80}. Az 1940-es 50-es években a poliomyelitis és következményeinek kezelése vitte előre a scoliosis sebészetét. Fejlődött a fúziós technika és egyre jobban letisztult a fúziós szint meghatározása, valamint a posztoperatív immobilizáció kérdése⁸².

Bár **Lange** már 1902-ben elvégezte az első olyan műtétet, amelynek során két darab, 4 mm átmérőjű acélrúddal rögzítette a gerincet⁶², a különböző fém implantátumok elterjedése csak az 1950-es évekre tehető. Az első publikált instrumentációt és spinalis fúziót **Allan** (Birmingham) közölte 1955-ben. A 10. ábrán látható belső fémrögzítő, az *Expandable Jack-type* beültetése mellett posztoperatív külső rögzítő viselését már nem igényelte a módszer⁵! A belső rögzítőt a főgörbület végcsigolyáinak processus transversusára helyezte fel.



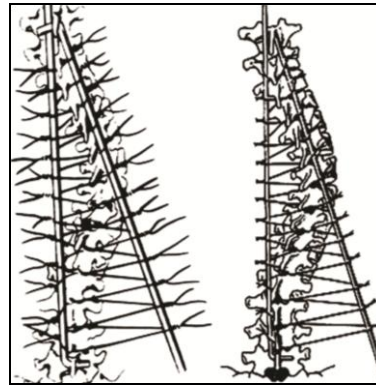
10. ábra. Allan „spinal jack”-je⁵.

Ezt követően mások is még sokáig csak a frontális síkú korrekcióval foglalkoztak. Az így elért korrekció a későbbiekben azonban sokat javult¹³¹, mivel újabb implantátum generációk kerültek bevezetésre¹⁰². Általános elvük az volt, hogy a korrekciót az implantátummal érjük el és az is tartja fenn addig, amíg a csontos fúzió létre nem jön⁴². Az 1950-es évektől az 1980-as évekig **Harrington** módszere volt a *golden standard*⁴⁰. 1958-ban mutatta be az AAOS (American Academy of Orthopaedic Surgeons) kongresszusán az egy rúdból és horgokból álló rendszert (11. ábra). Kezdetben a görbület konkávitásában alkalmazott egy racsnis disztrakciós rudat, amely alapvetően Allan „*spinal jack*”-jéhez hasonlított, azonban annak két végén a processus transversusokon jobban támaszkodó horgok voltak. A későbbiekben ezt kiegészítette a konvex oldal kompressziós rúdjaival, ahol a rúd tulajdonképpen egy vékony menetes szár volt. Eredeti elképzelése fúzió nélküli instrumentálás volt, **Moe** azonban meggyőzte a kiegészítő arthrodeézis szükségességéről^{38,81}. Fő hátránya volt, hogy a görbület koronális síkú korrekciója mellett a szagittális görbületeket is kiegyenesítette. A Harrington módszernek számos derivátuma és kiegészítő eszköze jelent meg a későbbiekben²². Ugyanakkor szintén jelentős hátránya volt, hogy a műtét után a betegnél hónapokra gipszkorzett felhelyezésére volt szükség.



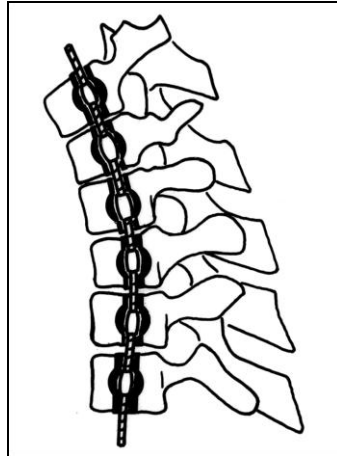
11. ábra. Harrington-módszer.

Részben az anyagi források szűkössége, részben a meleg éghajlati viszonyok között nehézséget okozó korzett viselése²² miatt **Luque** (Mexikóvárosban) az 1970-es évek közepén kifejlesztette az SSI-t (Spinal Segmental Instrumentation – 12. ábra). A gerinc kívánt kontúrjainak megfelelően meghajlítható, két sima felszínű hosszanti rúdhoz a kóros szakasz minden csigolyája alatt átvezetett acéldrótokkal rögzítette a gerincet⁷⁴. A korrekció hátránya a szublamináris drótok által létrehozható neurológiai sérülés, valamint az, hogy a drótok porotikus csontállomány esetén átvághatják a laminát⁹⁰. Hátrányai továbbá a körültekintő műtéti technika és az esetleges instabilitás okozta nehezen kezelhető helyzetek²².



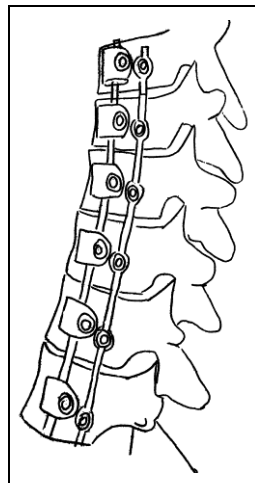
12. ábra. Luque-módszer.

Dwyer az 1960-as években kidolgozta az elülső instrumentálás módszerét²⁹. Általános sebész, valamint mérnök kooperációjával fejlesztette ki a szegmentális instrumentálást, amelynek során csavarokkal rögzítette a csigolyatesteket (13. ábra). Hátránya, hogy kyphosist hoz létre, ezért thoracalis hypokyphosis esetén ajánlott, ugyanakkor a lumbális régióban korlátozottan alkalmazható.



13. ábra. Dwyer instrumentáriumának sematikus ábrája.

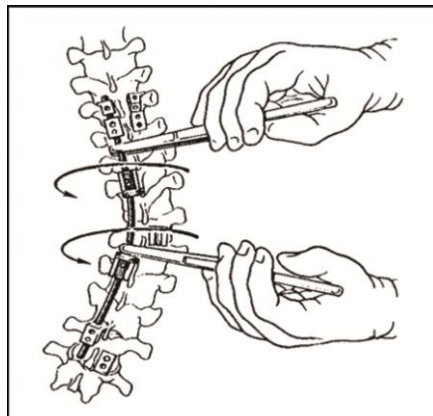
Az 1970-es években **Zielke** VDS (Ventral Derotation Spondylodesis) néven módosította az instrumentáriumot. Olyan szemirigid rudat és tartót alakított ki, amellyel a hyperkyphosis létrehozását előzte meg^{133,134}. A rögzítő csavarokat és horgokat hátrébb helyezte be (14. ábra), amivel csökkentette a hyperkyphosis előfordulását, valamint fokozta a derotáció hatékonyságát, ezáltal csökkentve az instrumentálandó csigolyák számát⁸³. A módszer továbbfejlesztett változatai közé tartoznak a Harms-Zielke, a Kaneda és a Texas Scottish Rite Hospital (TSRH) implantátumai^{39,48,122}.



14. ábra. Harms-Zielke instrumentárium sematikus ábrája.

A scoliosis sebészi kezelésében az 1980-as években forradalmi változást jelentett a **Cotrel** és **Dubousset** által bevezetett derotációs koncepció, amelyet a róluk elnevezett ún. CD instrumentáriummal valósítottak meg¹².

A CD-rendszer alapvetően két hosszanti, érdesített felszínű rúdra akasztott és azon hosszirányban elcsúsztatható, illetve tetszés szerint elforgatható, háromféle horogból (lamina, pediculus, processus transversus), pediculus csavarokból és harántösszekötőkből (Device for Transverse Traction = DTT) áll. A műtéti technika a hatékony derotálást (15. ábra) és a stabil rögzítést célozza meg¹². Egyértelmű biomechanikai előnye a korábbi instrumentáriumokkal szemben az, hogy az általa létrehozott korrekció már az axiális síkú deformitásra is kiemelt figyelmet fordít. Az ezt megelőző műtéti koncepciók ugyanis a frontális - és ezzel következményesen a szagittális - síkban korrigálnak, amellyel a „kiegyenesítés” mellett sokszor ún. „flat back” szindrómát hoznak létre derotáció nélkül. Az elért stabilitás olyan mértékű, hogy a betegek műtét után 2-3 nappal felkelhetnek és korzett viselése sem szükséges. Ezt az újítást felhasználva, az általuk kifejlesztett implantátumok számos változata jelent meg, továbbfejlesztve ezzel a sebészi technikát és az implantátumgyártást. Ezek a hátsó feltárásból végzett műtétek eltérő biomechanikai elvekre épülhetnek és az implantátumok a csigolyák különböző részein rögzülhetnek.



15. ábra. Műtéti derotálás CD technikával.

Steib 1995-ben vezette be az ún. *Spinal Contouring* elvét, ami alapvetően a CD elvű derotáció nehézségének, sokszor kivitelezhetetlenségének beismerésén alapul^{113,114}. A technikát In Situ Contouring (ISC) névvel illetik¹¹⁵. A módszer lényege, hogy a deformitásnak megfelelően meghajlított rúddal az előzetesen behelyezett implantátumokat mintegy felfűzzük, majd a rudakat nagy erőkart biztosító hajlító eszközökkel egyenesítjük, fokozatosan korrigálva a kóros görbületeket, illetve visszaadva a fiziológiás görbületeket a gerincnek⁶⁴.

A feltárás agresszivitásának csökkentését igyekeznek elősegíteni a thoracoscopos eljárások¹²⁵, amelyek elsősorban az elülső felszabadításra szolgálnak. Ugyanakkor az elülső felszabadítástól maximum 40-45°-os Cobb szög javulás várható, de a mellkasi üregbe való behatolás (legyen az thoracotomia vagy thoracoscopia) átmenetileg mindig rontja a légzésfunkciós paramétereket.

A technika megválasztása mindig a sebész privilégiuma, mérlegelve annak előnyeit és hátrányait. Az elülső feltárás előnye a tökéletesen koordinált hálózatot alkotó hátsó izomelek megtartása, hátránya az alacsonyabb fúziós ráta és a limitált hozzáférés. Fialtal betegek esetében az elülső és hátsó feltárást kombinálva, nagyobb hatékonyságot érhetünk el²⁸.

Összefoglalva elmondható, hogy a scoliosis sebészi indikációi a görbület nagyságától, típusától, a klinikai deformitás mértékétől, a szeptális érettségtől, a progresszió rizikójától és a tünetektől függenek. Befolyásolja még a döntést az életkor, a fájdalom, az esetleges neurológiai tünetek és a légzésfunkció⁵².

A műtéti kezelés elsődleges célja a deformitás 3D korrekciója, valamint a progresszió megelőzése. Ugyanakkor - tekintve, hogy az idiopátiás scoliosis természetes lefolyása

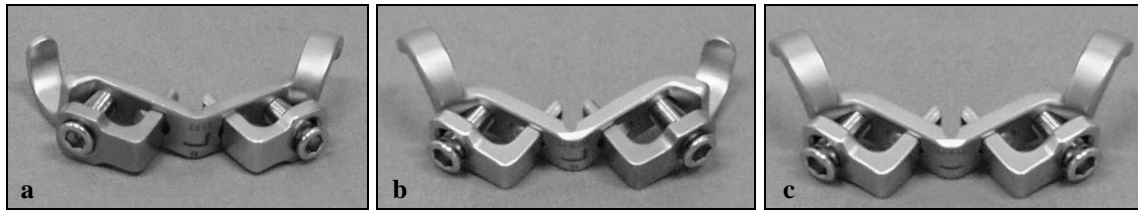
általában fájdalomtalan (esetleg az izmok kompenzatórikus túlműködése okozhat némi fájdalmat) - a betegek a műtétet sokszor kozmetikai és pszichés okokból kérik.

Az aktuálisan használt instrumentáriumok lehetővé teszik a radiológiailag majdnem tökéletes korrekciót, ugyanakkor a fej alátámasztás egyensúlyának megváltozását/zavarát vagy törzs és váll aszimmetriát eredményezhetnek az esetleges túlkorrekcióval⁴⁶. Vagyis a merevítéssel létrehozott korrekció nem mehet az ideálisan megtartható flexibilitás és a kialakítható egyensúly rovására¹³¹. Ezért fontos hangsúlyozni a műtéti eredmény sikerességével kapcsolatban, hogy nem mindig a Cobb szögben mért maximális korrekció a legoptimálisabb, hanem a 3D harmónia és egyensúly létrehozása²⁸.

2.3.3. A CAB implantátum

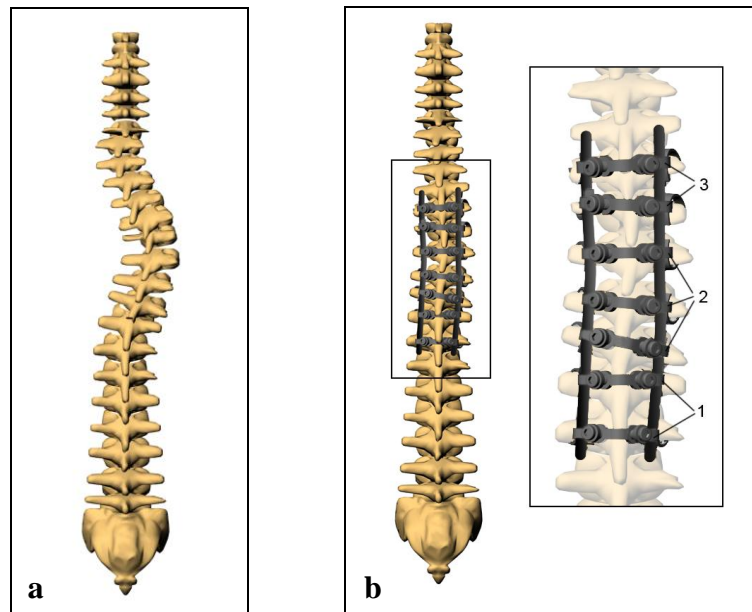
A derotációs koncepció forradalmi változást hozott a scoliosis kezelésében az 1980-as években^{12,13}. A módszer megjelenésével sokáig úgy tűnt, hogy a műtéti kezelés technikailag megoldódott. A nagy szakmai és üzleti sikeren felbuzdulva aztán számos cég kezdett hasonló elvű, de egyszerűbb implantátumrendszerrel megjelenni a piacon. A műtéti eredmények értékelésekor azonban esetenként – az irodalom tanúsága szerint – számottevő kóros rotáció maradt vissza, amely annak a következménye, hogy a frontális és szagittális görbület csökkentése során a relatív rotáció gyakran még növekedett is^{15,17,19,26,56}.

Csernátóny a műtéti hatékonyság egyszerűsítése céljából a CD rendszerek kiegészítőjeként fejlesztette ki a csigolyák kétoldali processus transversusain egyidejűleg támaszkodó CAB horgot. Ez készül aszimmetrikus (jobbos és balos), valamint szimmetrikus kivitelben (16. és 17. ábra).



16. ábra. CAB implantátum.

- a. jobbos aszimmetrikus
- b. balos aszimmetrikus
- c. szimmetrikus



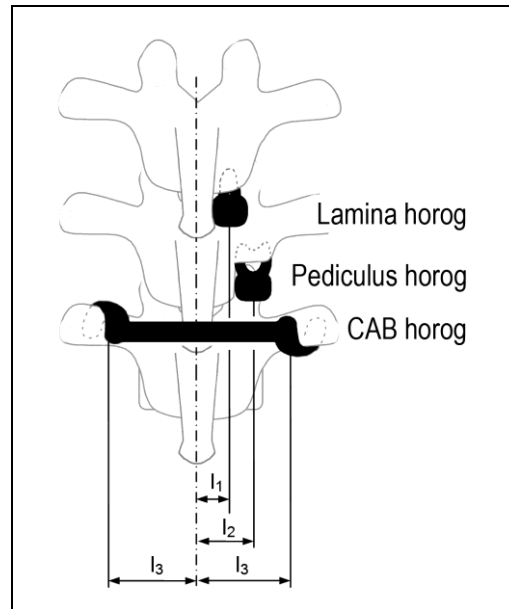
1 - szimmetrikus CAB horgok, 2 - balos aszimmetrikus CAB horgok, 3 - jobbos aszimmetrikus CAB horgok

17. ábra. CAB implantátummal végzett montázs.

- a. preoperatív sematikus ábra egy jobbra konvex háti görbületről
- b. posztoperatív sematikus ábra ugyanarról a háti gerincről. A montázs-t cranialisan két jobbos-, középen három balos aszimmetrikus-, valamint caudalisan pedig két szimmetrikus horgok egészíti ki.

A háti gerincszakasz instrumentálása során a CAB horgot a kétoldali costo-transversalis részben lehorgonyozva, a korábbiaknál határozottabb derotáció és frontális síkú korrekció érhető el^{16,18,19,21}. A 18. ábrán látható, hogy a CAB implantátumhoz tartozó erőkar nagysága révén kisebb erő szükséges ugyanazon forgatónyomaték létrehozásához (azaz ugyanolyan erő mellett nagyobb forgatónyomaték, vagyis derotáció érhető el). A CAB horgok feltámaszkodásának összehasonlításakor a lamina, illetve a pediculus horgokkal

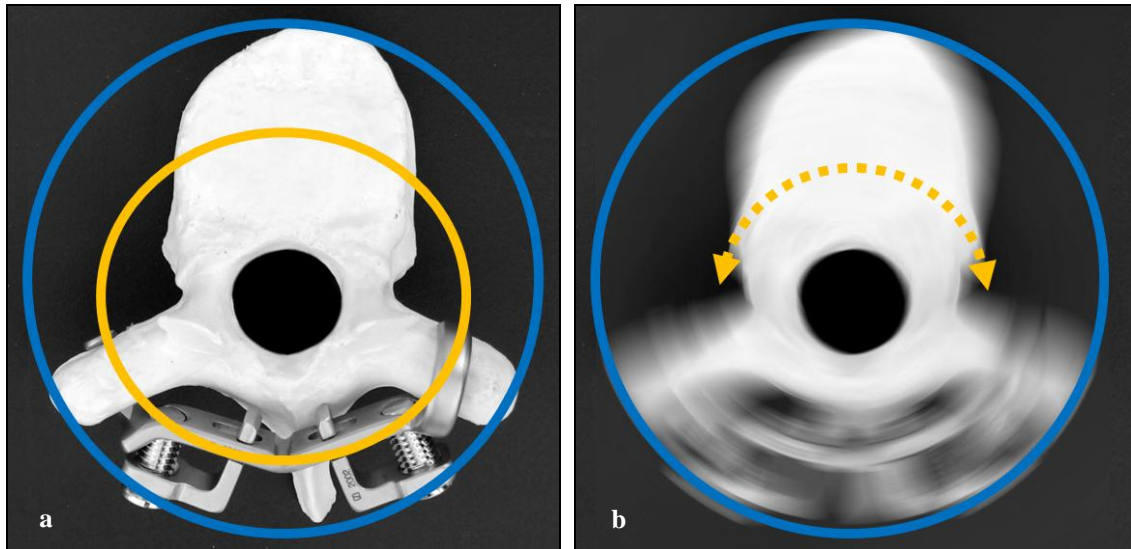
szemben azt láthatjuk, hogy a különböző rögzítésekhez tartozó erőkarok között fennálló viszony a következő: $l_1 < l_2 < l_3$. Mivel a CAB implantátum ugyanazon csigolya mindkét processus transversusára támaszkodik, ezért ezek alkalmazásakor azonos erőhatás mellett kétszeres forgatónyomaték hozható létre.



18. ábra. Egy háti lamina horog, egy pediculus horog és egy CAB horog támaszkodási pontjai és az ehhez tartozó erőkarok.

A CAB implantátum további előnye, hogy anatómiaiilag biztonságos pozícióban (a costo-transversalis részben) rögzül. Tompa a vége, szemben a lamina és a pediculus horogokkal vagy csavarokkal, így nem állnak fenn az általuk okozott veszélyek: a neurális elemek sérülése a penetráció miatt, fontos anatómiai struktúra mechanikai elégtelensége (lamina vagy processus articularis törés) vagy érsérülés^{9,36,51,57}.

A 19. ábrán mutatjuk be a CAB implantátum illeszkedését a háti csigolyára és az általa létrehozott axiális rotáció körívét.



19. ábra. A CAB implantátum illeszkedése a háti csigolyára.

- a. A csigolya (kék) és a CAB horog (sárga) elfordulásának megfelelő körív.
- b. A rotáció ábrázolása, amelynek során a két körív középpontja fedi egymást.

2.3.4. Műtéti derotáció a jelenlegi gyakorlatunkban

A 2.2-es fejezetben tárgyalt biomechanikai modellekkel kapcsolatban kiemelendő, hogy az általuk leírt rotációs tengely a fiziológiás mozgásokra igaz. Akármilyen műtéti technikával operáljuk is a scoliosist, a korrekció során a torzult csigolyák és a kóros helyzetű görbületalkotó csigolyák az élettanitól többé-kevésbé eltérő módon viselkednek az elmozdulások során.

A debreceni Ortopédiai Klinikán jelenleg a 2.3.2. fejezetben bemutatott in situ bending technikát alkalmazzák¹¹⁵, tehát inkább a rúd helyi hajlításával és kevésbé a rotációjával valósítják meg a korrekciót (20. ábra).



20. ábra. Sematikus rajz a lumbalis gerincszakasz szegmentális derotációjáról.

A gerinc mellett két oldalon felhelyezett hosszanti rúdhoz csatlakoznak szegmentálisan a horgok (a kép a haránt összekötők felhelyezése előtti állapotot ábrázolja). Jobb oldalon felnagyítva látható az in situ bending technika lényege.

3. CÉLKITŰZÉSEK

Tekintettel az irodalom ellentmondásaira és szerteágazó voltára, saját kísérleteinkre alapozva kívántuk meghatározni a thoracalis gerinc axiális rotációs tengelyét. A biztató kezdeti klinikai eredmények után vizsgáltuk a CAB implantátum által létrehozott szegmentális derotáció biomechanikai alapjait és korrekciós eredményeit.

A fentiek értelmében a célkitűzéseink tehát a következők voltak:

- 3.1. A háti csigolyák axiális rotációs tengelyének meghatározása
 - 3.1.1. Spekulatív módszerekkel
 - 3.1.2. Mérésen alapuló vizsgálatokkal

- 3.2. A CAB implantátum által megvalósított szegmentális derotáció biomechanikai alapjainak vizsgálata
 - 3.2.1. A processus transversusok statikai terhelhetőségének vizsgálata
 - 3.2.2. A CAB implantátum 3D korrekciós hatásának vizsgálata

4. ANYAGOK ÉS MÓDSZEREK

A háti csigolyák axiális **rotációs tengelyének** meghatározására (4.1. fejezet) logikailag a képalkotó eljárások tűnnek megfelelőnek. A klinikai méréseket úgy lehetne elképzelni, hogy a vizsgált egyének CT vagy MR vizsgálat közben elfordítják a törzsüket. A viszonyítási pontok hiánya miatt ez csak a rotáció mértékének, de nem a helyének kimutatásához adna értékelhető képeket. Munkánk során ezért e látszólag kézenfekvő megoldás helyett más eljárásokat kellett alkalmaznunk. A feladat megoldására részben *spekulatív módszereket* alkalmaztunk (4.1.1. fejezet), részben egyszerűen kivitelezhető *méréseket* végeztünk (4.1.2. fejezet).

A **CAB implantátum** által létrehozott szegmentális derotáció biomechanikai alapjainak vizsgálata során (4.2. fejezet) mechanikai méréseket végeztünk a *processus transversusok statikai terhelhetőségét* illetően (4.2.1. fejezet). Vizsgáltuk a processus transversusok vertikális nyomóerővel és axiális tengelyű forgatónyomatékkal szembeni rezisztenciáját. A vertikális nyomóerőt a scoliosis műtét során végzett csigolyabillentés, illetve kyphosis korrekciójának analógiájára alapoztuk. Az axiális tengelyű forgatónyomaték pedig a sebészi derotációt volt hivatott modellezni. A *CAB implantátum 3D korrekciós hatásának* vizsgálata során a DE OEC Ortopédiai Klinikáján ezen horog felhasználásával végzett scoliosis műtéteket elemeztük (4.2.2. fejezet).

4.1. A háti csigolyák axiális rotációs tengelyének meghatározása

4.1.1. Spekulatív módszerek

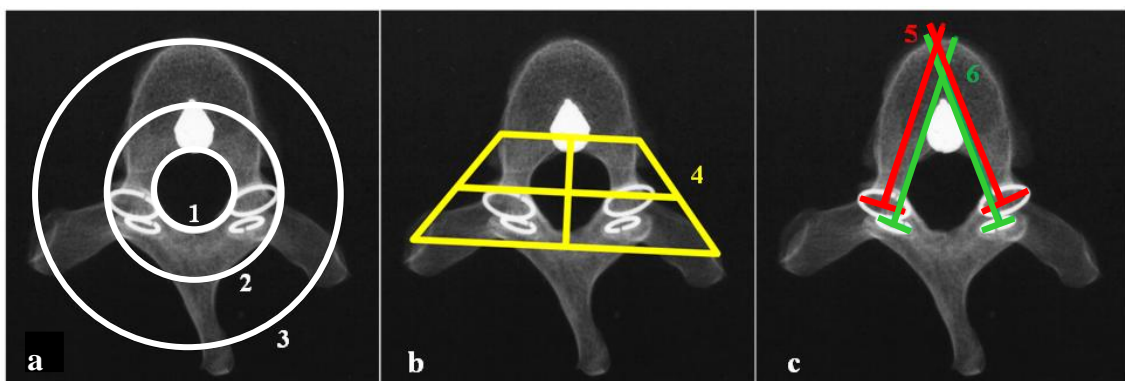
Geometriai megközelítésekkel mértani szabályosságokból próbáltuk meghatározni a csigolyák forgástengelyét. A vizsgálatokhoz 126 db – különböző korú és nemű tetemből származó – háti csigolya frontális, horizontális és szagittális irányú röntgenképét hasz-

náltak fel. A röntgenfelvételek készítése előtt valamennyi csigolyánál a processus articularisokra (röntgensugár áteresztő ragasztóval) egy-egy kör alakú, röntgenárnyékot adó szabályos, kerek fémgyűrűt ragasztottunk, a felsőkre nagyobb, az alsókra kisebb átmérővel. Vizsgáltuk a *háti csigolya felülnézeti képéből* (4.1.1.1. fejezet), valamint a *háti csigolya háromirányú nézetéből* szerkesztett rotációs tengelyt (4.1.1.2. fejezet).

4.1.1.1. Felülnézeti képből szerkesztett rotációs tengely meghatározás – geometriai levezetés

Ennél a módszernél a csigolyák ízületeire és rögzüléseire koncentráltunk, hiszen ezek biztosítják a csigolya térbeli rotációs mozgását. Amint azt már az *Irodalmi áttekintés* fejezetben ismertettük **Louis**⁷², **Lapierre**⁶³ és **Gregersen**³⁵ szerint is ezek határozzák meg a rotációs tengelyek helyét.

Vizsgálataink során a csigolyák felülnézeti röntgenképére vektorgrafikusan a csigolya ízületei által meghatározott három ellipszist (1,2,3), egy trapézszerű négyszöget (4) és négy egyenest (metszéspontjaik: 5,6) rajzoltunk megfelelő befoglaló alakzatok, illetve kitéüntetett ízületi pontok alapján a következőknek megfelelően (21. ábra):



21. ábra. Egy csigolya horizontális röntgenfelvételére berajzolt geometriai alakzatok.

- a. ellipszisek
- b. négyszög (trapézszerű)
- c. egyenesek

a. Ellipszisek (21.a ábra):

1. A gerinccsatorna körvonalára illesztett ellipszis^{93,108}.
2. A costo-vertebralis ízületre (fovea costalis corporis vertebrae), illetve az oldalnyúlványok tövére illeszthető ellipszis.
3. A costo-transversalis ízületre (fovea costalis processus transversi), a csigolyatest elülső szélére és a processus spinosus ligamentum interspinosum tapadását adó helyére fektetett ellipszis.

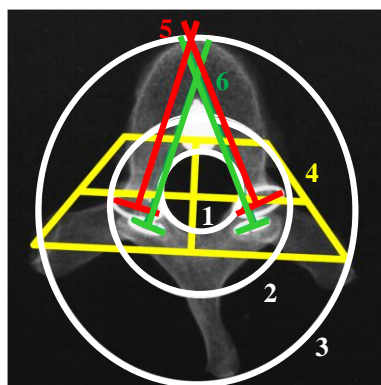
b. Négyszög (21.b ábra):

4. A négyszög (kvázi-trapéz) négy sarokpontja a costo-vertebralis és a costo-transversalis ízületek középpontjába került. A szemközti oldalak középpontjainak összekötésével kaptuk a benne lévő két szakaszt, ezek metszéspontjai jelölik ki a trapéz súlypontját.

c. Egyenesek (21.c ábra):

- 5-6. A két pár egyenes metszéspontjai: A kisizületi felszínre rögzített gyűrűk röntgenképe ellipszis, a berajzolt négy egyenes ezen ellipszisek hosszabb tengelyeire illeszkedik.

A szerkesztések elvégzése után azt kerestük, hol helyezkedik el a három ellipszis és a négyszög középpontja (súlypontja), valamint hol metszi egymást a fémgyűrűkre rajzolt két pár egyenes (22. ábra).

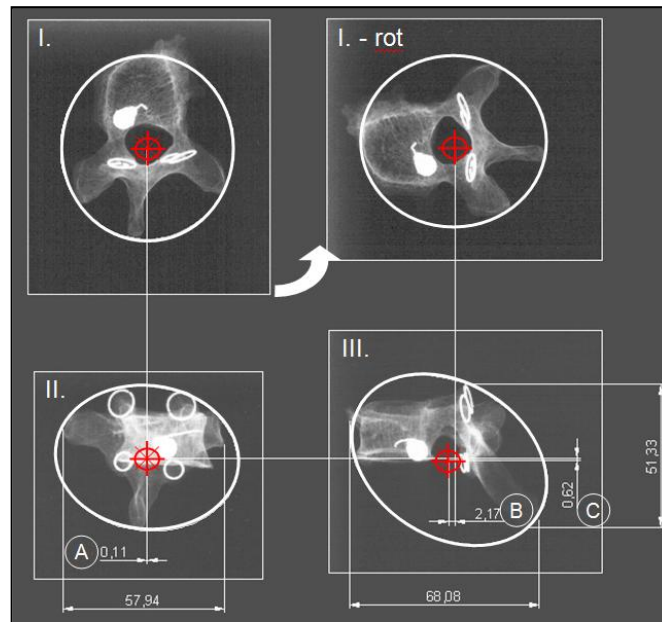


22. ábra. Egy csigolya röntgenfelvételére berajzolt geometriai alakzatok összesített ábrája.

4.1.1.2. Háromirányú nézetből szerkesztett rotációs tengely meghatározás

Ebben a kísérletsorozatban azon feltevésünkre kerestünk választ, amely szerint a csigolya háromirányú rotációs tengelye egy pontban, a csigolya geometriai középpontjában metszi egymást. Megpróbáltuk tehát a háti csigolyák geometriai középpontját meghatározni úgy, hogy a csigolyát három irányból magába foglaló három ellipszis alapú henger hossztengelyeinek (az ellipszisek középpontjainak) helyeit állapítottuk meg. A szerkesztés lépéseit a 21. ábrán követhetjük végig. Az ugyanarról a csigolyáról készült szupero-inferior (I.), antero-poszterior (II.) és latero-laterális (III.) röntgenképek egymás vetületeibe helyezése után megrajzoltuk mindhárom nézetben a csigolyát bennfoglaló ellipsziseket (23. ábra). Az ellipszisek középpontját kijelöltük, majd a röntgenképeket egymás vetületébe helyeztük az azonos oldalak hossza alapján (pl. a 21. ábrán az I. felvétel a csigolya szupero-inferior vetülete, ahol a csigolya koronális síkú szélessége megegyezik a II. felvétel szintén koronális síkú szélességével; ugyanígy vetítettük a II. és III. felvételen kijelölt csigolyaközéppontot, valamint az I-es felvétel 90^0 -os elforgatásával kapott I. –rot vetületet összevetettük a III. vetülettel). A különböző vetületekben kijelölt csigolyaközéppontok egymástól mért távolsága adja az A, B és C távolságokat (az A távolság az I. és II. vetületen kijelölt csigolyaközéppontok távolsága, a B az I. –rot és III. vetület, a C pedig a II. és III. vetületek között mérhető távolság). Ezek közül a legnagyobb távolság adja annak a gömbnek az átmérőjét, amely magába foglalja a három ellipszis-középpontot.

Végül a távolságokat összehasonlítottuk az adott vetületben mért csigolyaméretekkel. Így kiszámíthattuk, hogy a három vetületben kapott középpontok a csigolya méretéhez képest mekkora gömbfelületen belül helyezkednek el.



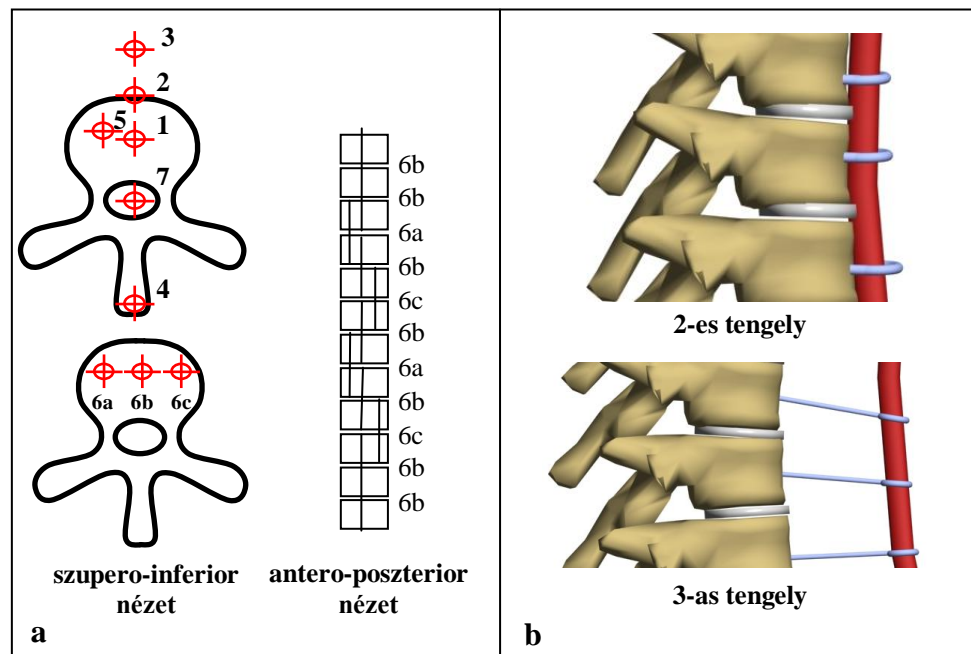
23. ábra. Háromirányú nézetből szerkesztett rotációs tengely meghatározás.

4.1.2. Mérésen alapuló vizsgálatok

4.1.2.1. A gerinccsatorna térfogatváltozásának vizsgálata

A gerinccsatorna térfogatváltozásának vizsgálatokor a canalis vertebralis térfogatát próbáltuk meghatározni annak függvényében, hogy hol helyezkedik el a rotációs tengely. A méréshez olyan modelleket (Biocalderoni Kft., Magyarország) használtunk, amelyben 12 thoracalis csigolya között szemirigid gumiból készült discusok helyezkedtek el. A kísérletek során a szakirodalom által meghatározott négy (6. ábra), valamint ezeken kívül további három általunk lehetségesnek tartott rotációs tengelyt imitáltunk. A **Roaf**¹⁰⁴ és **Lindahl**⁷⁰ által megadott tengely helye a térfogatváltozás szempontjából azonosnak tekinthető, **Kapandji**⁵⁰, **Louis**⁷² és **Gregersen**³⁵ is nagyjából azonos helyre, a csigolyatest középpontjába helyezi, **Lapierre**⁶³ a ligamentum longitudinale anterius, **Bouillet** és **Vincent**⁸ pedig a ligamentum longitudinale posterius helyén adja meg (a 24.a ábrán sorrendben, 4-, 1-, 2- és 7-tel jelölve). A további három általunk lehetségesnek tartott rotációs tengelyt a 24.a ábrán 3-, 5- és 6-tal jelöltük. A méréseket végül is hét különböző rotációs tengely mentén végeztük. A kísérletekhez előkészítettünk hét

identikus thoracalis gerincszakaszt úgy, hogy a vizsgálandó rotációs tengelyeknek megfelelően furatokat készítettünk és függőlegesen rudat helyeztünk azokba – kivéve az extravertebrális tengelyek esetét (2-es és 3-as tengely), ahol a csigolyatest elé rögzítettük a rudakat – minden egyes esetben megtartva a fiziológiás anatómiai görbületet. A gerinc ily módon csak a feltételezett forgástengelynek megfelelő rudak körül tud rotálni. A 6-os számú mintadarab esetén a tengely minden egyes csigolyapár esetén változik (24.a ábra alsó kép). A 2-es és 3-as – extravertebrális – tengelynek megfelelő modelleket a 24.b ábra mutatja.

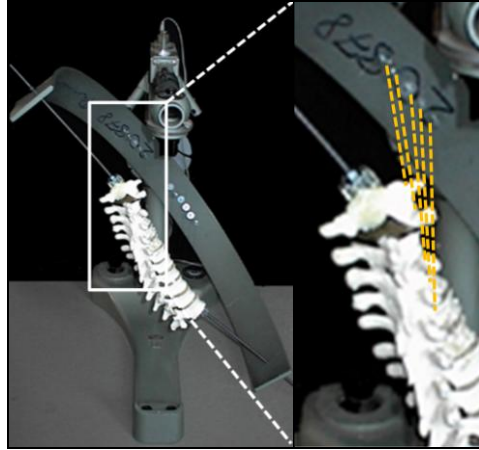


24. ábra. Az elforgatás tengelyei (1-7).

- a. supero-inferior és antero-poszterior nézet
- b. az extravertebrális tengelyt modellező kiegészítő egyenes rudak (2-es és 3-as tengelyek)

A gerinc rotációját egy speciálisan módosított Goldman-féle kinetikus periméter segítségével végeztük el. A rúddal modellezett rotációs tengelyt a műszer íveinek végén rögzítettük. A műanyag thoracalis gerinc teljes rotációjának mértékét a szakirodalomban leírt adatok alapján 85° -ra állítottuk be³⁵. Ezután csigolyánként eltérő fokozatos húzási erőt alkalmaztunk vékony drótokkal (25. ábra), a szükséges rotáció elérését tűzve ki

célul. A műanyag gerinc felső szakaszán a jobboldali, alsó szakaszán a baloldali processus transversusokat vékony drótokkal rögzítettük a periméter ívének középső részére.

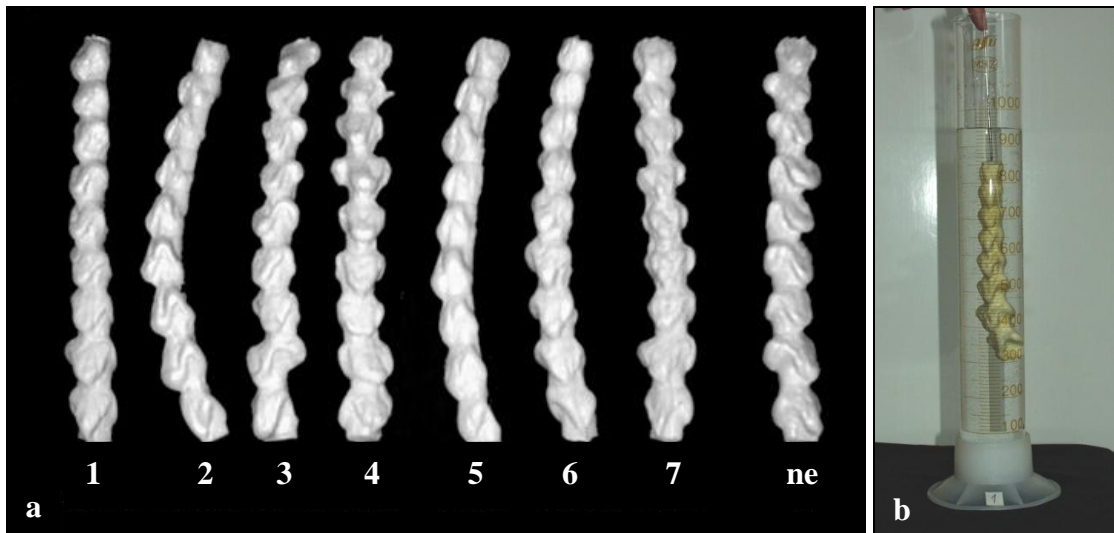


25. ábra. A thoracalis gerinc rotációja a módosított Goldman féle kinetikus periméterben.

A kiemelt ábrán mutatjuk be a processus transversusok eltérő fokozatú húzását (sárga szaggatott vonallal jelölve a drótokat).

A kívánt rotáció elérése után poliuretán habbal öntvényeket készítettünk a canalis vertebralisról. A habot folyékony állapotában injektáltuk és nedvesítéssel gyorsítottuk a szilárdulását. A modell falára való ragadást megelőzendő vékony, elasztikus gumiból készült, felül nyitott, alul zárt burkot helyeztünk a feltöltés előtt a canalis vertebralisba. A hab megszilárdulása után az öntvényt – amelynek felszínén a legapróbb részletek is kirajzolódtak – eltávolítottuk. Minden egyes rotációs tengely imitációjakor négyszer egymás után készítettünk öntvényt ugyanarról a modelltől. Így $7 \times 4 + 1$ (neutrális) = $28 + 1 = 29$ mintadarabot kaptunk.

Az összehasonlíthatóság érdekében a térfogatmérések előtt az öntvények két végét azonos magasságban haránt irányban levágtuk (26.a ábra). Az öntvények térfogatát vízki-szorításuk mérése alapján határoztuk meg (26.b ábra). Minden egyes térfogatmérést négyszer végeztünk el.



26. ábra. Térfogatmérés különböző rotációs tengelyek esetén.

- a. különböző rotációs tengelyekhez tartozó poliuretán öntvények (1-7) és a nem rotált pozíció (ne - neutrális)
- b. az öntvények térfogatának mérése

4.1.2.2. Ex vivo - in vitro mérések

Az axiális rotáció tengelyének meghatározására az egyik legcélszerűbb módszernek a cadaverekből kipreparált, 5-8 thoracalis csigolyát tartalmazó gerincszakaszok segítségével elvégzett vizsgálatok tűntek. Ekkor nem csupán a csigolyákat, hanem a gerincszakaszt a hozzá kapcsolódó – és a rotációs tengely helyét is feltehetően befolyásoló – izmokkal, szalagokkal, kisízületi tokokkal együtt távolítjuk el^{2,50,72,112}. Kezdetben a kísérleteinkhez kb. 5 cm hosszú bordacsonkot tartalmazó háti gerincszakaszokat (27. ábra), a későbbiekben pedig a teljes bordakosarat is tartalmazó mellkas szeleteket (28. ábra) használtunk.



27. ábra. Bordacsonkkal eltávolított háti gerincszakasz.



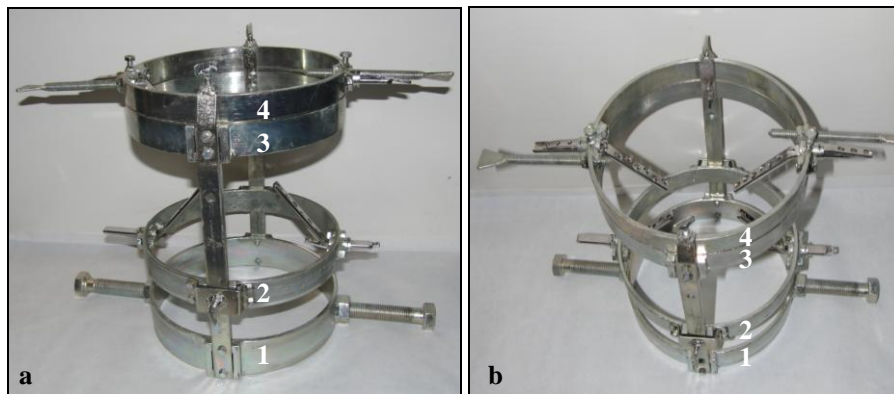
28. ábra. Az eltávolított mellkas szelet a teljes bordakosárral.

A preparálás után a specimeneket a kísérletekig $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$ -on fagyasztva tároltuk, majd szobahőmérsékleten felengedés után használtuk fel őket.

4.1.2.2.1. Bordacsonkokkal eltávolított háti gerincszakaszon végzett mérések

A kísérletek során 24 preparátumot vizsgáltunk [14 férfi (átlagéletkoruk 72 év) és 10 nő (átlagéletkoruk 76 év)]. Méréseinkhez egy speciális henger formájú befogóeszközt készítettünk (29. ábra). Ebben négy gyűrű helyezkedik el egymás felett, két ellentétes oldalán egy-egy oldalélt formázó fém rúdhoz rögzülve. A gyűrűket lentről felfelé 1-2-3-4-es számmal jelöltük a 29.a ábrán. A legalsó (1) és legfelső (4) gyűrű oldalán egymással szemben egy-egy vízszintes kiálló kart rögzítettünk a körpalást oldalához az elforgatáshoz.

A preparátum rögzítését a 2-es és a 4-es gyűrűn elhelyezett, a keret belseje felé néző hajlított lemezek segítségével végeztük oly módon, hogy a lemezeken lévő furatokon keresztül egy-egy szeget vezetünk a legalsó, illetve a legfelső csigolyatesten keresztül. Az összeállításban az 1-es gyűrű teljesen fix, a 2-es gyűrű a preparátum méretéhez állítható függőleges irányban, de elfordulás ellen rögzített, míg a 4-es gyűrűt függőleges irányban a fix 3-as gyűrű megtámasztja, de az szabadon elfordítható. A szerkezet segítségével a fenti rögzítést követően a csigolya rotációt egyszerűen a 4-es gyűrű elfordításával valósítottuk meg (29. és 34. ábra).



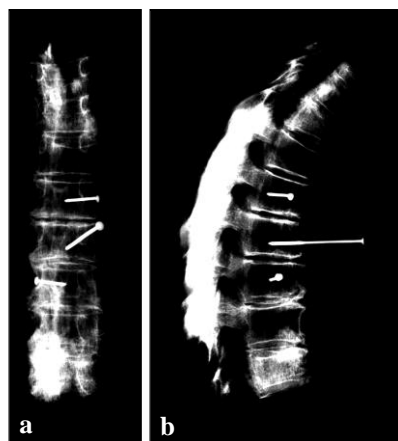
29. ábra. A háti gerincszakasz és a mellkas szelet elforgatását megvalósító szerkezet.

A gyűrűk jelölése lentől felfelé 1-4-es sorszámokkal.

- a. oldalról
- b. felülről

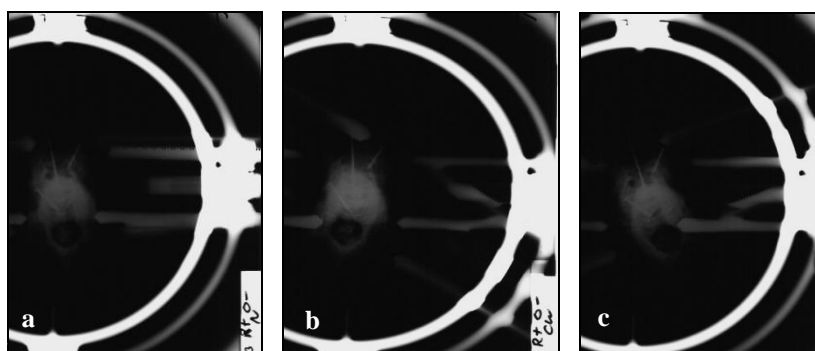
A rotációs tengely meghatározásához referenciapontokra volt szükségünk, amelyeket úgy határoztunk meg, hogy a kivett gerincszakaszok középső három csigolyáját jelző célzódrótokkal láttuk el. A vizsgálathoz szolgáló célzódrót ötletét egy majdnem két évszázaddal ezelőtti szakirodalomból merítettük¹²⁶. A célzódrótok behelyezésekor ügyeltünk arra, hogy ne legyenek párhuzamosak, ugyanis így könnyebb volt megkülönböztetni őket a szupero-inferior röntgenfelvételeken. A befogóeszközbe való behelyezés előtt antero-poszterior és oldalirányú röntgenfelvételeket készítettünk minden mintadarbról azért, hogy kizárjuk a nagyobb degeneratív elváltozásokat, tumoros destrukciót, osteoporosis talaján bekövetkezett kompressziós törést stb. Ezek a felvételek egyben

alkalmasak voltak a célzódrótok helyzetének dokumentálására is (30. ábra). A célzódrótok behelyezése után a megfelelő hosszúságúra beállított hengerben mindkét utolsó csigolyát centrálisan befogtuk. 1 m csőtávolsággal axiális röntgenfelvételt készítettünk (31.a ábra). Ezután az erőkarok segítségével a gerincet az óramutató járásával azonos irányban (31.b ábra), egy jól érezhető rugalmas ellenállásig (a lágyrész- struktúrák szakadással még nem járó feszüléséig) elcsavartuk és a gerincet ismét meg- röntgeneltük axiális irányból. Ugyanezt a manővert a másik irányban is elvégeztük (31.c ábra).



30. ábra. A gerincszakaszokról készített röntgenfelvételek a behelyezett célzódrótokkal.
(Megjegyzés: A kísérlet elrendezéséből következően a röntgen felvételek minősége gyenge, de az egzakt méréseket lehetővé tette.)

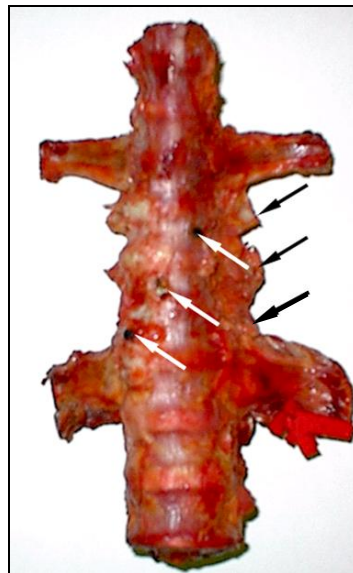
- a. szemből
- b. oldalnézetben



31. ábra. Axiális irányú röntgenfelvétel a befogóeszközbe helyezett thoracalis gerincszakaszból.

- a. neutrális
- b. az óramutató járásával azonos irányban elforgatva
- c. óramutató járásával ellentétes irányban elforgatva

Ezt követően a gerincszakaszt kipreparáltuk, a vizsgált csigolyák testét összekötő kisebb spondylophytákat eltávolítottuk és amennyiben a csigolyatesteket blokkoló nagy kapocs volt, azt rezekáltuk. A beavatkozásokat követően a gerincszakaszt az előzőekkel azonos módon a vizsgálókeretbe visszahelyeztük és az elforgatást elvégezve megismételtük a mérést mindkét irányban. Ezek után a két felső vizsgált csigolya közötti bordafejet és az ehhez a szinthez tartozó costo-transversalis ízületeket mindkét oldalon kiízesítettük és a bordacsonkot eltávolítottuk, majd megismételtük a mérést. A kísérletsorozat utolsó képeit pedig úgy készítettük, hogy ezen két csigolya felett és alatt lévő bordafejet és az ehhez a szinthez tartozó costo-transversalis ízületeket is kiízesítettük és a bordacsonkokat itt is eltávolítottuk (32. ábra).



32. ábra. A három pár bordacsonk nélküli gerincszakasz.

Fehér nyilakkal jelöltük a célzódrótokat, feketével pedig az eltávolított bordacsonkok helyét.

A fent leírt módon minden gerincszakaszcsontról 12 röntgenfelvételt készítettünk (I. táblázat). Így összesen $24 \times 12 = 288$ röntgenfelvétel készült, amelyek közül gerincszakaszonként 8 vagyis $24 \times 8 = 192$ készült elforgatott állapotban (sorrendben az I-es táblázatban 2,3,5,6,8,9 és 11,12-es sorszámmal jelezve).

A rotációs tengely helyét úgy állapítottuk meg, hogy a középső három csigolyába helyeztük, azokkal együtt elforduló egyenes célzódrótok rotációs középpontját határoztuk meg a forgatás előtt és után készült röntgenfelvételek alapján, szerkesztéssel, azt feltételezve, hogy a csigolyák csakis rotációs mozgást végeznek. Mivel a célzódrótok együtt forogtak a csigolyákkal, azok rotációs tengelye kijelöli a csigolyák rotációs tengelyét. A vizsgálatok során ügyeltünk arra, hogy a corpusok hátsó falán ne érjenek túl a jelzódrótok, mert a gerinccsatorna lágyrészeibe akadva kismértékben ez is módosíthatná az eredményt.

A felvétel sorszáma	Spondylophyta	Bordacsonk	Forgásirány felülnézetben
1	✓	Mindegyik ✓	∅
2	✓	Mindegyik ✓	↻
3	✓	Mindegyik ✓	↻
4	⊗	Mindegyik ✓	∅
5	⊗	Mindegyik ✓	↻
6	⊗	Mindegyik ✓	↻
7	⊗	Középső pár ⊗	∅
8	⊗	Középső pár ⊗	↻
9	⊗	Középső pár ⊗	↻
10	⊗	Középső három pár ⊗	∅
11	⊗	Középső három pár ⊗	↻
12	⊗	Középső három pár ⊗	↻

✓ - megtartva, ⊗ - eltávolítva, ∅ - nincs elforgatva,
↻ - óramutató járásával azonos irányban, ↺ - óramutató járásával ellentétesen.

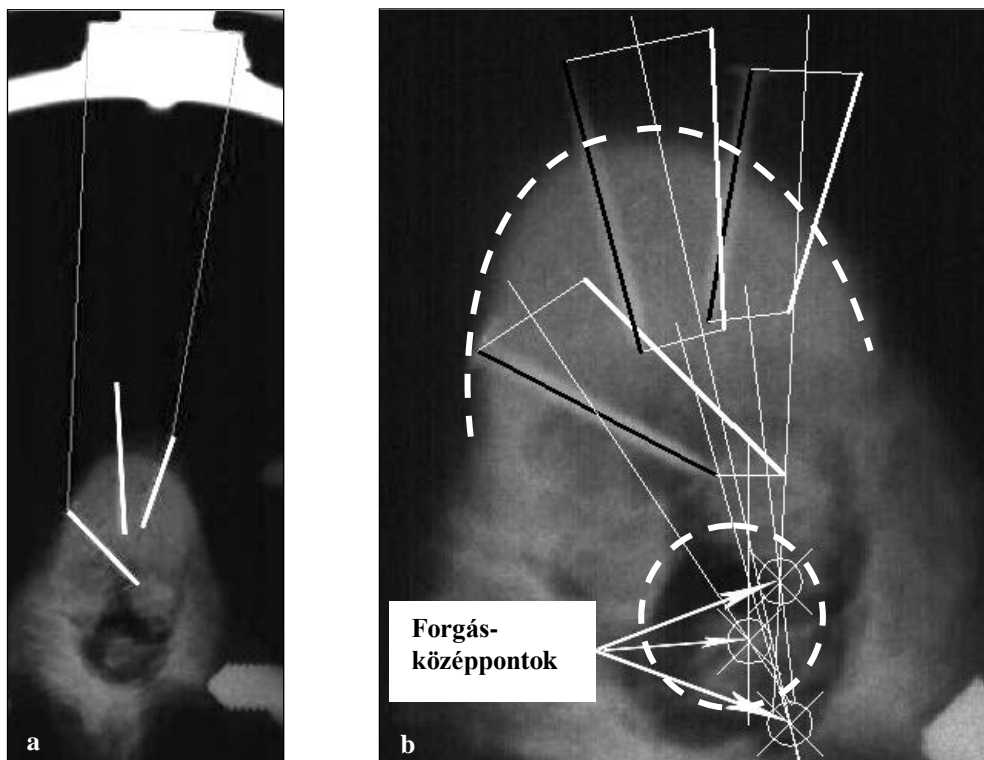
I. táblázat.

Bordacsonkokkal eltávolított háti gerincszakaszon végzett mérések során az egy gerincszakaszról készült röntgenfelvételek.

Egy adott szerkesztéshez az azonos feltételekkel készült rotáció nélküli és elforgatott röntgenfelvételeket használtuk fel. A forgásközéppontok megszerkesztésekor először a nem elforgatott helyzetből a célzódrótok képeinek megfelelő szakaszokat a befogó

szerkezeten felvett fix szakasz segítségével átvittük az elforgatott képre. Ezáltal egymásra vetítettük a kiindulási állapotban lévő jelződrótok helyzetét azok elfordítás utáni helyzeteivel. Ezek után azt a pontot kellett meghatározni, amely körül elforgatva az eredeti képet, a forgatott képbe lehet azt átvinni. Ezt a pontot pedig a célzódrótnak megfelelő szakaszok végpontjait összekötő szakaszok felezőmerőlegeseinek metszéspontja adja. Így minden elforgatáskor a három célzódrót a hozzá tartozó csigolya axiális forgásközéppontját jelölte ki (33. ábra), vagyis elforgatott felvételenként három pontot határoztunk meg.

Ezek a pontok ideális esetben egymás alatt helyezkednek el, így a szerkesztésnél egybeesnek, a gyakorlatban azonban csak közel esnek egymáshoz. Ezt a háti kyphosisból következő torzításnak, valamint a módszer egyéb, számunkra nem ismert tényezőkből következő pontatlanságának tekintettük.



33. ábra. A rotációs tengely szerkesztésének menete három célzódróra vonatkozóan.

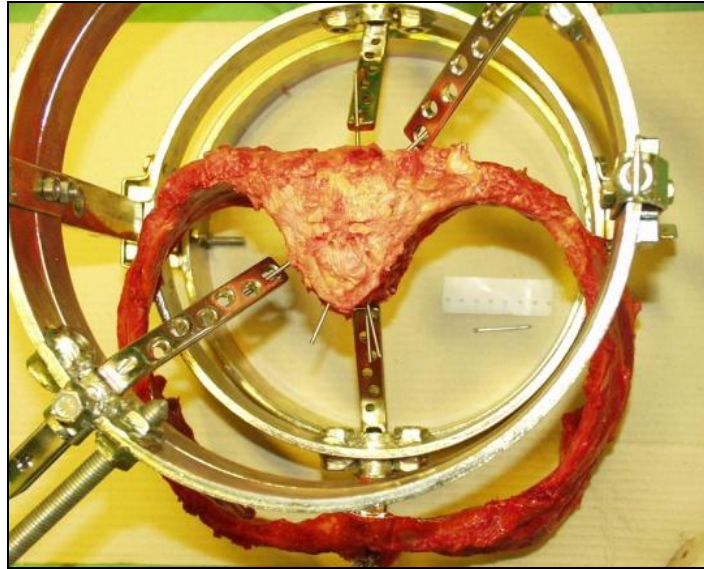
- a. az eredeti röntgenfelvétel (neutrális pozíció)
- b. elforgatott állapot (óramutató járásával ellentétes irányban)

A meghatározott forgásközéppontok helyét dokumentáltuk, majd a csigolyákhoz való elhelyezkedésük alapján a következő kategóriákba soroltuk: a csigolyatest előtt, a csigolyatesten, a csigolyától oldalt, a canalis vertebralis területén vagy a canalis vertebralis mögött.

4.1.2.2.2. Komplet mellkasi szeleteken végzett mérések

Ezeknél a méréseknél az előző kísérlethez nagyon hasonlóan jártunk el. A legfontosabb különbség az volt, hogy itt a kísérlet során a teljes bordakosár hatásait is figyelembe vehettük. A törzs egy ferde szeletét távolítottuk el négy csigolyával és a hozzájuk tartozó négy pár bordával, valamint a sternum megfelelő szeletével (28. ábra). A befogó eszköz ugyanaz volt, de módosítottunk a rögzítési technikán, kiküszöbölve a csúszás befolyásoló hatását a rögzítő pofák és a gerincszegmentum között, ezért a sternumot rögzítettük az eszközhöz (34. ábra). A kiemelt gerincszakaszokon a kísérleteket az előzőeknek megfelelően végeztük (vagyis egy preparátumon három csigolyát jelöltünk meg célzódróttal), de ezúttal röntgenfelvételek helyett fényképekkel dolgoztunk és azokon rögzítettük a célzódrótok helyzetét. A felvételeket fix állványról, mindig azonos beállításból készítettük. Erre a módszerre is találtunk példát a szakirodalomban³⁷.

A kísérletek előtt a jelentős degeneratív elváltozások kizárására - ebben az esetben is – antero-poszterior és oldalirányú röntgenfelvételeket készítettünk. A vizsgálathoz 12 teljes bordakosárral eltávolított mellkas szeletet használtunk [7 férfi (átlagéletkoruk 65 év) és 5 nő (átlagéletkoruk 68 év)].



34. ábra. Bordakosárral eltávolított mellkas szelet és annak rögzítése a befogó eszközben.

A vizsgálat során ugyanazt a módszert követtük, mint a 4.1.2.2.1. kísérletsorozatban. A bordakosár jelenlétén kívül figyelembe vettük a forgásirány hatását, valamint azt is, hogy a bordakosár elmozdulhat-e a rotáció közben. A kiindulási helyzetből ugyanúgy elforgattuk az óramutató járásával azonos, illetve azzal ellentétes irányban a komplett mellkasi szeleteket és közben vizsgáltuk azt is, hogy milyen az elfordulás mértéke a sternum rögzített vagy rögzítetlen volta esetén. Öt esetben ezen kívül a méréseket megismételtük a két középső pár borda eltávolítása után is ($5 \times 3 \times 3 = 45$ felvétel). Ennek megfelelően hét mellkas szeletről hat (a II. táblázatban 1-6. sorszámú), további öt mellkas szeletről pedig kilenc (a II. táblázatban 1-9. sorszámú) felvétel készült (II. táblázat). Összesen $7 \times 6 + 5 \times 9 = 87$ felvétel készült, amelyek közül gerincszakaszonként $7 \times 4 + 5 \times 6 = 58$ elforgatott állapotban. A rotációs tengely szerkesztésének menete ugyanúgy folyt, mint az előző sorozatnál, annyi különbséggel, hogy itt nem látszott a jelződrótok csigolyákban lévő része, ezért azok valós mérete és a perspektíva alapján határoztuk meg a képeknek megfelelő látszólagos hosszukat.

A felvétel sor-száma	Bordapárok	Bordakosár (sternum)	Forgásirány felülnézetben
1	Mindegyik ✓	☒	∅
2	Mindegyik ✓	☒	↻
3	Mindegyik ✓	☒	↻
4	Mindegyik ✓	⊥	∅
5	Mindegyik ✓	⊥	↻
6	Mindegyik ✓	⊥	↻
7	Középső két pár ☒	☒	∅
8	Középső két pár ☒	☒	↻
9	Középső két pár ☒	☒	↻

✓ - megtartva, ☒ - eltávolítva, ☒ - rögzítetlen, ⊥ - rögzített, ∅ - nincs elforgatva, ↻ - óramutató járásával azonos irányban, ↻ - óramutató járásával ellentétesen.

II. táblázat.
Egy mellkas szeletről készült fényképfelvételek.

4.2. A CAB implantátum által megvalósított szegmentális derotáció biomechanikai alapjainak vizsgálata

4.2.1. A processus transversusok statikai terhelhetőségének vizsgálata

Kísérletsorozatunkban összesen 10 cadaverből eltávolított háti gerincszakaszt használtunk fel. A cadaverek átlagéletkora 67,5 év volt [8 nő (átlagéletkor 64,75 év) és 2 férfi (átlagéletkor 79,5 év)]. A preparátumok a thoracalis gerincszakaszból, valamint a kapcsolódó bordacsonkokból álltak a 27. ábrán látható módon. Magukba foglalták a bordafejet, a bordanyakat, az ízületi tokot a hozzá tartozó szalagokkal (ligamentum costae radiatum, ligamentum costotransversarium, ligamentum costotransversarium laterale és superius), illetve a tuberculum costae-t. Az eltávolított gerincszakaszokról CT felvételeket készítettünk, hogy kizárjuk a patológiás eltéréseket, törést vagy deformitást²¹.

Az eltávolított thoracalis gerincet csigolyákra, illetve csigolyapárokra preparáltuk, majd a csigolyapárok alsó csigolyáihoz tartozó bordacsonkokat (amelyek a két csigolya kö-

zött ízesülnek a csigolyapárral) meghagytuk és az alsó bordapárt eltávolítottuk. A csigolyapárok Th1-2, Th3-4, Th5-6, Th7-8, Th9-10, Th11-12 voltak. Páratlan számú csigolya esetén az utolsó csigolya szimplán szerepelt. A 9-es számú specimen esetén a csigolyapárok Th2-3 csigolyapárral kezdődtek és következtek Th10-11-ig (III. táblázat). A preparálás után a csigolyapárokat a kísérletekig -20 °C-on fagyasztva tároltuk, majd szobahőmérsékleten felengedés után használtuk fel őket.

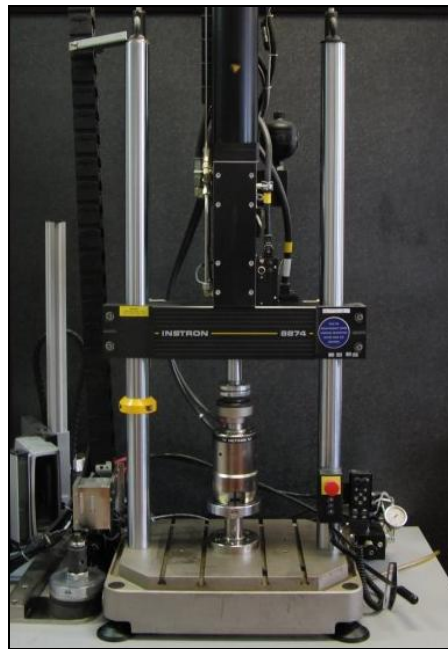
Össességében 107 csigolyát távolítottunk el, vagyis 214 processus transversus állt rendelkezésünkre. Az eltávolítás, preparálás és a vizsgálatokra való előkészületek során 56 processus transversus esetében észleltünk olyan sérülést (törés, roppanás), amely miatt azokat kizártuk a további vizsgálatokból.

Preparátum	Thoracalis szakasz	Nem	Kor (év)
1.	Th 1-9	♀	72
2.	Th 1-10	♀	62
3.	Th 1-9	♂	76
4.	Th 1-11	♂	83
5.	Th 1-11	♀	79
6.	Th 1-12	♀	91
7.	Th 1-12	♀	25
8.	Th 1-11	♀	79
9.	Th 1-11	♀	50
10.	Th 1-11	♀	60
		10	67,5 (25-91)
107 csigolya		cadaver	
Összesen		8 ♀	64,75 (25-91)
		2 ♂	79,5 (76-83)

♀ - nő, ♂ - férfi, Th – vertebra thoracica

III. táblázat.
Az eltávolított preparátumok.

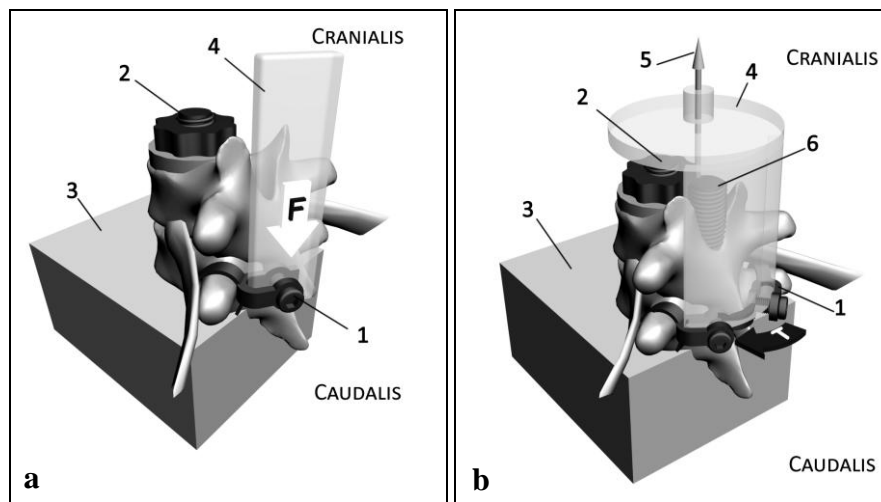
A mérésekhez Instron 8874-es (Instron Ltd., High Wycombe, UK) szervo-hidraulikus biaxiális anyagvizsgáló berendezést használtunk (35. ábra). Mivel az ilyen jellegű vizsgálatok a világszerte elterjedt ASTM (American Society for Testing and Materials) International, vagy az ISO (International Organisation of Standardization) szabványok protokolljai között nem szerepelnek, ezért a kísérleti körülmények kidolgozásakor az idevágó szakirodalmat vettük alapul^{35,55,61,85,86,93,95}.



35. ábra. Instron 8874-es szervo-hidraulikus biaxiális anyagvizsgáló berendezés.

A mérések menete a következő volt: a kipreparált csigolyapárt a hozzá kapcsolódó bordacsonkkal rögzítettük az anyagvizsgáló berendezésben a két csigolyatesten átvezetett menetes szár segítségével egy kemény falpra, amelyet aztán csavarokkal erősítettünk a vizsgáló berendezéshez. A forgatónyomaték mérésénél egy második rudat helyeztünk a canalis spinalisba a rotáció megelőzése céljából. A rögzítés után az alsó csigolya (későbbiekben bordacsonkkal rendelkező csigolya) processus transversusainak vizsgálatát végeztük el a rá illesztett CAB implantátummal. A horog illeszkedése a csigolya processus transversusa és a hozzá tartozó bordacsonk között történt (36. ábra).

A vertikális mérések szimpla horoggal, egy processus transversuson történtek (36.a ábra) 0,5 mm/s sebességgel. Az axiális tengelyű forgatónyomatékot 8,5 °/sec szögsebességgel hoztuk létre. Ezeknél a méréseknél két azonos irányban néző (szimmetrikus), fémlapra rögzített horog segítségével hoztuk létre a forgatónyomatékot. A szimmetrikus horog mindkét oldali processus transversuson egyszerre támaszkodott fel (36.b ábra). A forgástengely és az erőátadás helye közötti távolság 32 mm volt.

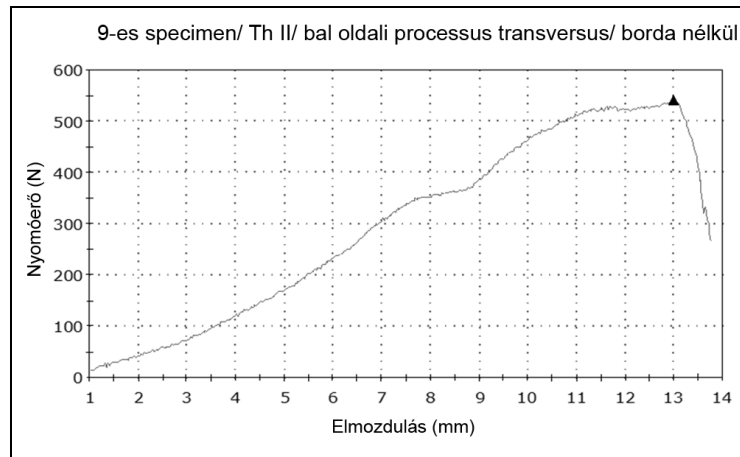


F - az erő iránya, **T** - a forgatónyomaték iránya, **1** - CAB implantátum (a kapcsolódó elemhez rögzítve), **2** - a csigolyatesten átvezetett menetes szár, amely a **3** - kemény fa blokkhoz rögzíti a csigolyapárt, **4** - az anyagvizsgáló gép befogópofájához kapcsolódó elem, **5** - a rotáció tengelye, **6** - a canalis spinalison keresztül történő rögzítés a rotáció elkerülése céljából.

36. ábra. A mérések szemléltetése bordacsonkkal rendelkező csigolyapár esetén.

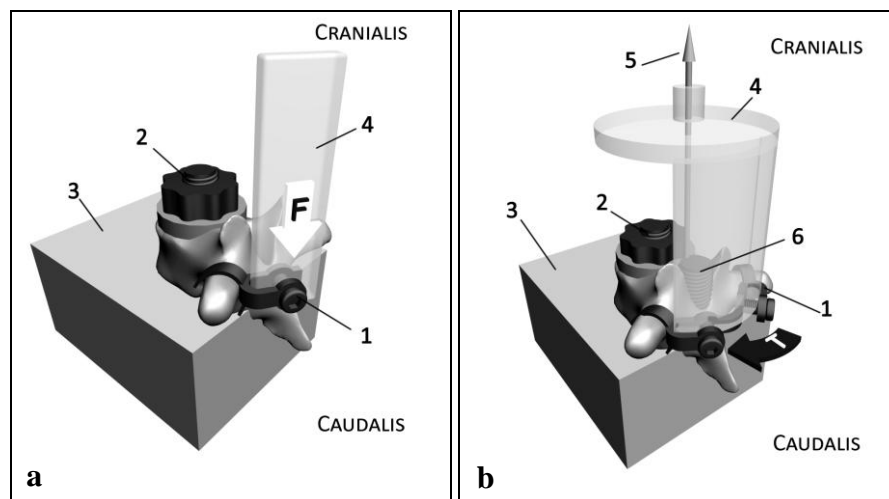
- a. vertikális nyomás
- b. axiális tengelyű rotáció

A horgok segítségével folyamatosan növekvő erőt vagy forgatónyomatékot gyakoroltunk a processus transversusra. A terhelést addig emeltük, amíg a csigolyanyúlvány törés vagy összeroppanás miatt elvesztette mechanikai ellenálló képességét. Az elégtelenné váláshoz szükséges erőt vagy forgatónyomatékot az anyagvizsgáló gép által mért adatok alapján rajzolt grafikonról olvastuk le (37. ábra).



37. ábra. Egy típusos nyomóerő görbe.

Ezután eltávolítottuk az alsó csigolyát, illetve a bordacsonkot és elvégeztük a megmaradt felső csigolya (későbbiekben bordacsonkkal nem rendelkező csigolya) processus transversusának mérését (38. ábra). Erre azért volt szükség, mert így a felső csigolya intakt maradt (fordított esetben, tehát a felső csigolyán való első méréskor, az alsó csigolya sérülése valószínűsíthető volt). A horgokat ebben az esetben mindig a processus transversus tövére helyeztük fel.



F - az erő iránya, **T** - a forgatónyomaték iránya, **1** - CAB implantátum (a kapcsolódó elemhez rögzítve), **2** - a csigolyatesten átvezetett menetes szár, amely a **3** - kemény fa blokkhoz rögzíti a csigolyapárt, **4** - az anyagvizsgáló gép befogópofájához kapcsolódó elem, **5** - a rotáció tengelye, **6** - a canalis spinalison keresztül történő rögzítés a rotáció elkerülése céljából.

38. ábra. A mérések szemléltetése bordacsonk nélküli (szimpla) csigolyák esetén.

- a. vertikális nyomás
- b. axiális tengelyű rotáció

Az első három preparátum esetében a processus transversusokat szeparáltan vizsgáltuk (egyszerre csak egy oldalon és csak vertikális irányban terhelve azt). A mérést mindig a bal oldalon kezdtük. A további hét thoracalis gerinc esetében vertikálisan és szagittálisan is végeztünk méréseket. A vertikális mérések az előzőeknek megfelelően külön-külön történtek a két oldalon. A forgatónyomaték mérése értelemszerűen egyidejűleg a két oldalon feltámaszkodó CAB horgokkal történt.

Technikai probléma (lecsúszott, feltámaszkodott horog) 16 esetben lépett fel. Így a korábban már említett, preparálás és előkészületek során történt 56 sérülés (törés, roppanás) levonásával együtt összesen 142 felhasználható mérési eredményt rögzítettünk ($2 \times 107 = 214 - 56 - 16 = 142$), amelyek közül 99 vertikális nyomóerőre, 43 pedig horizontális csigolya rotációra létrejött forgatónyomaték volt. Vizsgáltuk a különbséget bordásonkkal rendelkező, illetve anélküli csigolyák esetében is.

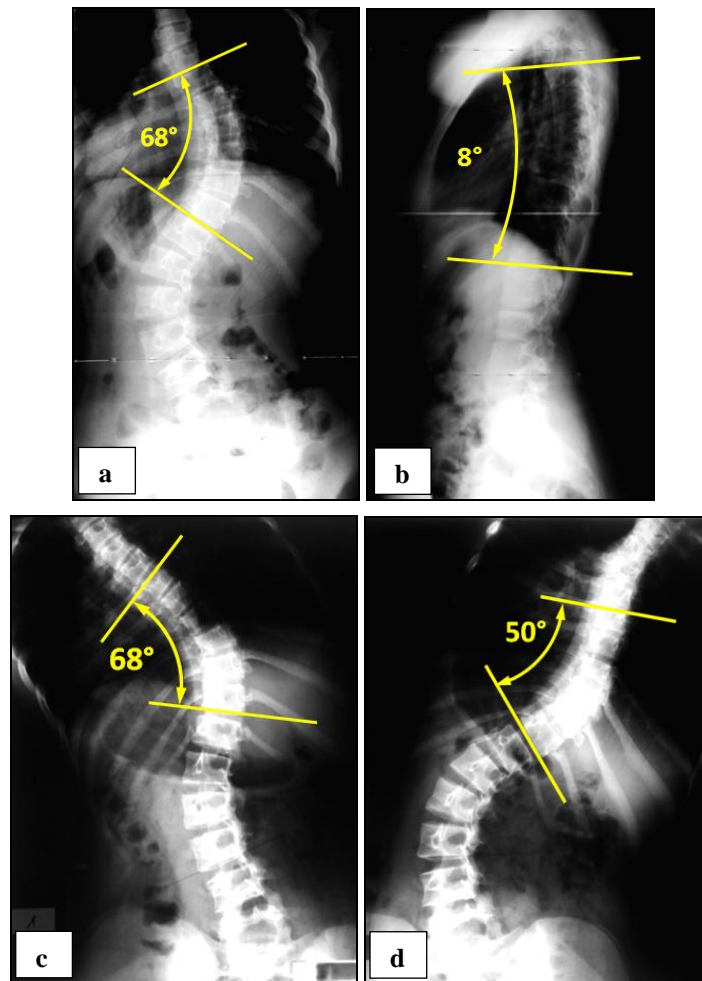
Az adatok statisztikai feldolgozásához (a specimenek különféle jellemzőinek a forgásközéppont helye közötti összefüggés megítélésére) khi négyzet próbát alkalmaztunk, 95%-os szignifikancia szint mellett.

4.2.2. A CAB implantátum 3D korrekciós hatásának vizsgálata

A vizsgálatunkban feldolgozott műtétek során SCS implantátum (Eurosurgical, Beaurains, France) és CAB horgok segítségével történtek a műtétek. Tekintettel arra, hogy a horgok minden egyes szinten ugyanazon anatómiai struktúrákon, azaz a kétoldali processus transversusok tövén rögzülnek, a horgok helyzetének posztoperatív röntgenfelvételen való elemzése a csigolya háromdimenziós helyzetét mutatja, azaz a horgok billenése és elfordulása megegyezik a csigolya billenésével és elfordulásával.

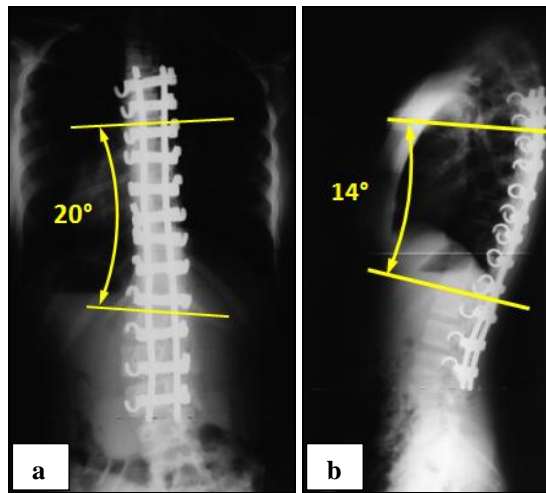
A betegekről műtét előtt és a műtét utáni 6. napon álló helyzetű kétirányú röntgenfelvétellel készült, a görbület mobilitását pedig a preoperatív ún. „bending” felvételeken érté-

keltük. A bending felvétel háton fekvő helyzetben készült műtét előtt; a görbület konvex oldala felé hajlás során vizsgáltuk a fiziológias flexibilitást⁵³. Az így elkészített felvételekről Cobb szerint határoztuk meg a görbület nagyságát¹¹. Az oldalirányú röntgenfelvételeken a kyphosist mindig a Th5-12-es csigolya zárólemezei között mértük (39. és 40. ábra).



39. ábra. Preoperatív röntgenfelvételek.

- a. antero-poszterior röntgenfelvétel
- b. oldalirányú röntgenfelvétel
- c. bending felvétel a konkáv oldal felé döntve
- d. bending felvétel a konvex oldal felé döntve



40. ábra. Posztoperatív röntgenfelvételek.

- a. antero-poszterior röntgenfelvétel
- b. oldalirányú röntgenfelvétel

A műtét előtti flexibilitás ismeretében a beavatkozás által létrehozott 3D korrekció hatékonyságát a CCI (Cincinnati Korrekciós Index-szel) és a KC (Kyphosis Korrekció) százalékos mértékével jellemeztük Vora szerint¹²⁴:

A preoperatív flexibilitás:

$$PF(\%) = \frac{\text{preoperatív Cobb szög} - \text{háton fekvő bending felvételen mért Cobb szög}}{\text{preoperatív Cobb szög}} \times 100$$

A beavatkozás által elért eredményt a POC (Posztoperatív Korrekció) mutatja.

$$POC(\%) = \frac{\text{preoperatív Cobb szög} - \text{posztoperatív Cobb szög}}{\text{preoperatív Cobb szög}} \times 100$$

Így

$$CCI = \frac{POC(\%)}{PF(\%)}$$

A kyphosis korrekció pedig:

$$\text{kyphosis korrekció (KC)} = \text{preoperatív kyphosis szög} - \text{posztoperatív kyphosis szög}$$

$$KC(\%) = \frac{\text{kyphosis korrekció (KC)}}{\text{preoperatív kyphosis szög}} \times 100$$

5. EREDMÉNYEK

5.1. A háti csigolyák axiális rotációs tengelyének meghatározása

5.1.1. Spekulatív módszerek

5.1.1.1. Felülnézeti képből szerkesztett rotációs tengely meghatározása - geometriai levezetés

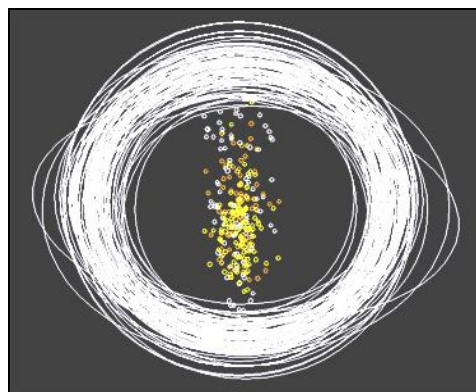
a. Ellipszisek (21.a és 22. ábra):

A 2-es és 3-es számú ellipszisek geometriai középpontja minden esetben a canalis vertebralis területére esett (az 1-es ellipszis középpontja pedig definíció szerint a gerinccsatorna közepét jelölte ki).

b. Négyszög (21.b és 22. ábra):

A fentiekhez hasonlóan a megszerkesztett négyszög középpontja szintén minden esetben az 1-es számú ellipszis területére esett.

Az összesítés alapján jól látható az a tendencia, hogy az ellipszisek és a négyszög középpontjai a canalis vertebralis szagittális szimmetriatengelye körül helyezkednek el (41. ábra).



41. ábra. Összesített kép a geometriai alakzatok súlypontjairól.

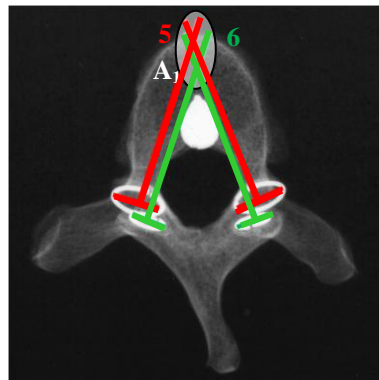
A fehér körök jelzik a gerinccsatorna körvonalára illesztett ellipsziseket. A színes pontok a különböző geometriai alakzatok (2-es és 3-as számú ellipszisek és a trapéz-szerű négyszög) középpontjai.

c. Egyenesek (21.c és 22. ábra):

A processus articularisokra ragasztott fémgyűrűk vetületi képére szerkesztett egyenesek metszéspontjaira vonatkozó megállapításaink:

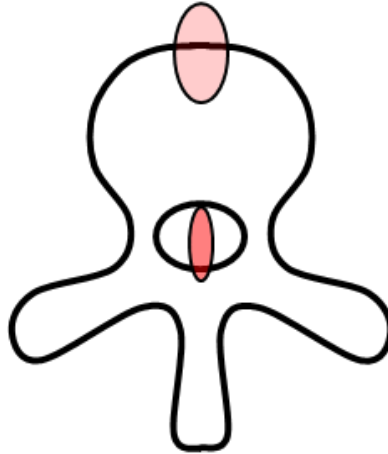
- a csigolyák felső ízületénél elhelyezkedő (a röntgenfelvételen nagyobb) gyűrűk síkjára merőlegesen rajzolt egyenesek (a 21.c, 22. és 42. ábrán az 5-ös számú egyenes pár) metszéspontja az esetek 67%-ában,
- az alsó (kisebb gyűrűk) síkjára merőlegesen rajzolt egyenesek (a 21.c, 22. és 42. ábrán a 6-os számú egyenes pár) 80%-ban a csigolyatest elülső szélére, vagy ahhoz közel estek.

Ezt a két területet a 42. ábrán A₁-gyel jelöltük.



42. ábra. Az egyenesek metszéspontjai által meghatározott középpontok.

Tehát e két különböző megközelítésű vizsgálat alapján a keresett axiális forgásközéppont helyét két területre is tehetjük (43. ábra).



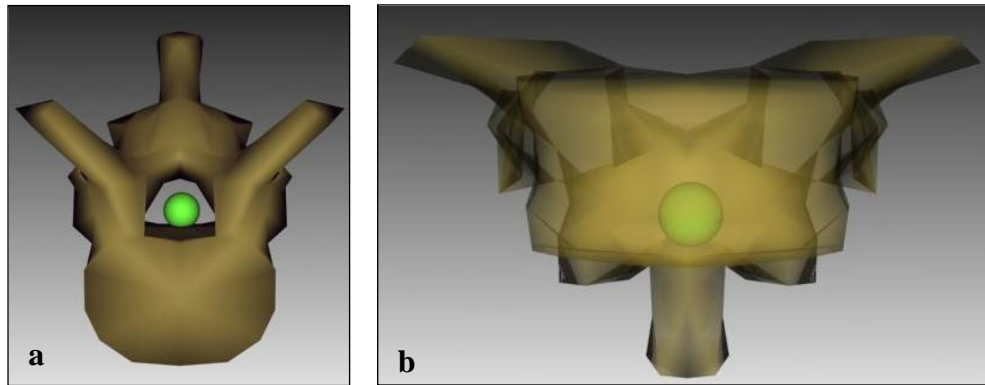
43. ábra. Összesített ábra a felülnézeti képből szerkesztett rotációs tengely meghatározására.

Ellipszisek és négyszögek (sötét piros) és az egyenesek (világos piros) által meghatározott középpontok.

5.1.1.2. Háromirányú nézetből szerkesztett rotációs tengely meghatározás

A mérési eredmények alapján meghatároztuk a háti csigolyák geometriai középpontját úgy, hogy megszerkesztettük a csigolyát három irányból magába foglaló három ellipszis alapú henger hossz tengelyeinek (az ellipszisek középpontjainak – 23. ábra) metszéspontjait. Ezen szerkesztések eredményeként kapott metszéspontokat magába foglaló legkisebb gömb átmérőjét határoztuk meg mind a 126 vizsgált csigolya esetében (44. ábra).

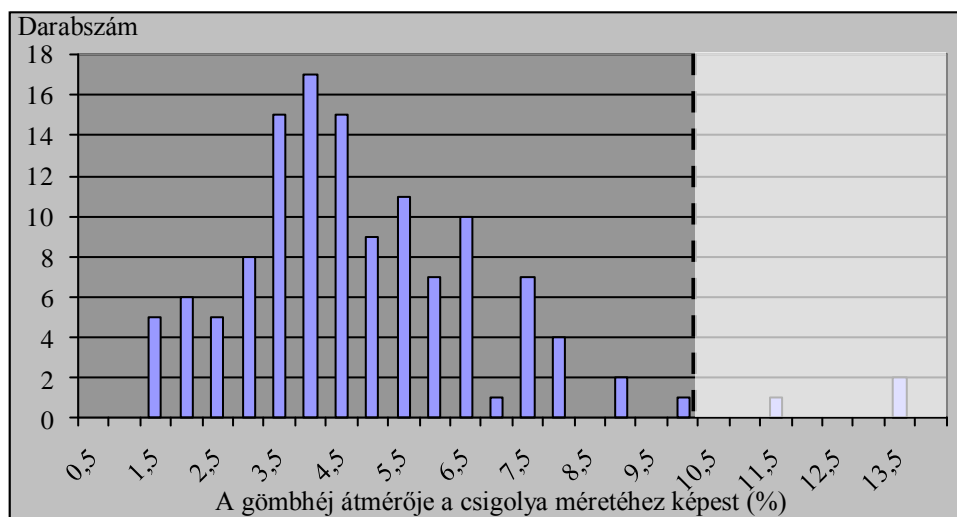
A vizsgált 126 csigolyából csupán három olyan volt, amelyeknél az ellipszis-középpontok valamelyike a csigolya egytizedének megfelelő méretű gömbhéjon kívül helyezkedett el. Ezek szerint 97,62% (123/126) biztonsággal állíthatjuk, hogy az ellipszisek középpontjai egy olyan gömbfelületen belül helyezkednek el, amelynek átmérője a csigolya méretének 10%-a, tehát ezek a pontok térben gyakorlatilag egybe esnek.



44. ábra. A geometriai csigolyaközéppont elhelyezkedése.

- a. felülről (transzverzális sík)
- b. szemből (koronális sík)

Az is megállapítható továbbá, hogy a csigolyák többségénél ez a bizonyos gömbhéj a csigolya méretének csupán 3-6%-a volt (a 3% és 6% közé eső oszlopok összértéke $75 / 126 = 0,5952$ vagyis kb. 60% – 45. ábra). Az átlagos térfogat 5,37%, a standard deviáció 2,16%. A fenti eredmények alapján a középpontokat magába foglaló gömb a canalis vertebralis alsó részén, középen helyezkedik el (44. ábra).



45. ábra. A középpontokat magába foglaló gömb átmérőjének eloszlása.

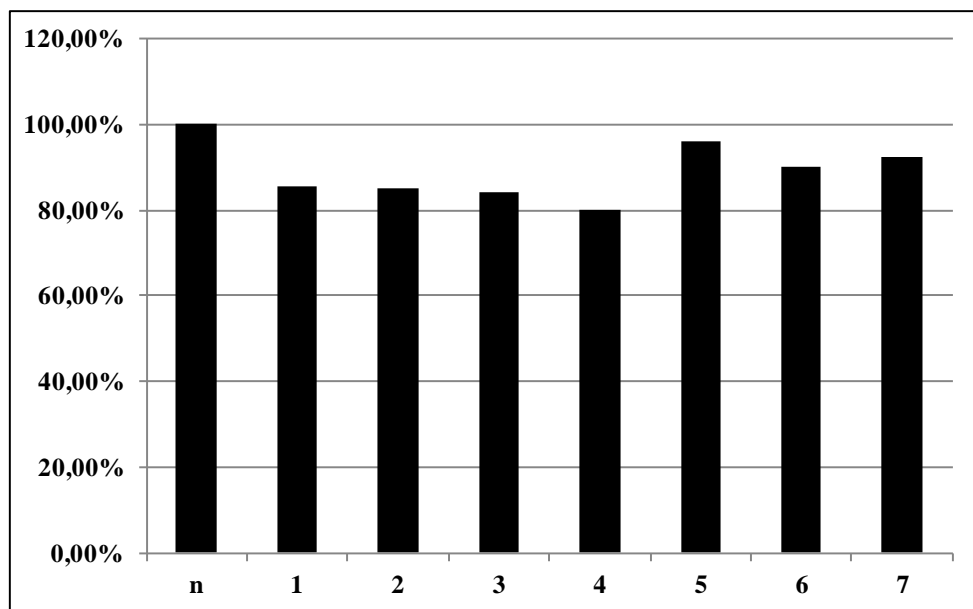
A 10,5-ös értéknél húzott függőleges szaggatott vonal jobb oldalán (fehéren homályos mező) lévő területen található az a három csigolya, amelyiknél az ellipszis középpontok valamelyike a csigolya egytizedének megfelelő méretű gömbhéjon kívül helyezkedik el.

5.1.2. Mérésen alapuló vizsgálatok

5.1.2.1. A gerinccsatorna térfogatváltozásának vizsgálata

A szemrevételezés során nem tapasztaltunk egyik öntvénynél sem túl hirtelen megtöretést vagy elmeszödést⁷⁶. A mért térfogat értékeket a *IV. táblázat* tartalmazza.

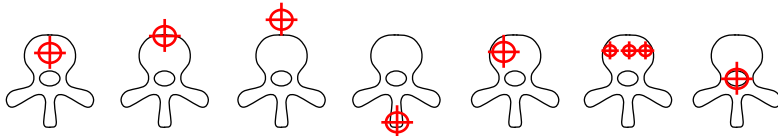
A mérési eredmények alapján a rotáció után a gerinccsatorna térfogata a legnagyobb mértékben a 4. tengely mentén csökkent, így ezt a tengelyt tarthatjuk a legvalószínűbb valós tengelynek. Az adatok alapján a 4. és az 5. tengely között legnagyobb a térfogateltérés, de mint látható, a térfogatok jelentősen nem térnek el egymástól (*46. ábra*).



ne - neutrális

46. ábra. Átlagos gerinccsatorna térfogatok.

A különböző tengelyek mentén történt elforgatás esetén a neutrális helyzethez viszonyítva.

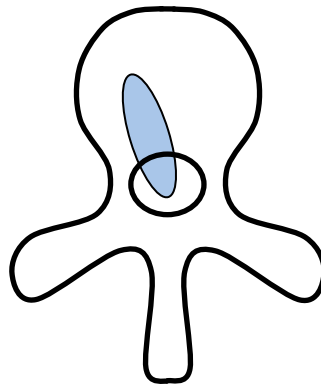
									ne
Tengely		1	2	3	4	5	6	7	
		Térfogat (cm ³)							
1. mérési sorozat	1. öntvény	60	60	64	50	71	62	65	71
	2. öntvény	59	59	61	60	65	61	61	
	3. öntvény	60	65	60	55	68	61	62	
	4. öntvény	62	58	54	61	66	68	70	
2. mérési sorozat	1. öntvény	62	58	62	50	70	62	66	72
	2. öntvény	58	58	62	60	65	62	62	
	3. öntvény	60	64	60	56	68	62	64	
	4. öntvény	61	57	52	60	67	68	70	
3. mérési sorozat	1. öntvény	62	60	62	50	72	62	68	69
	2. öntvény	58	59	62	60	65	63	61	
	3. öntvény	60	64	60	56	68	62	65	
	4. öntvény	62	57	52	60	68	69	68	
4. mérési sorozat	1. öntvény	62	61	63	50	70	61	67	70
	2. öntvény	57	60	61	58	65	62	60	
	3. öntvény	59	65	60	56	68	62	65	
	4. öntvény	61	57	52	60	68	69	69	
Átlag		60,2	60,1	59,2	56,4	67,7	63,5	65,2	70,5
Gerinccsatorna térfogata a neutrális térfogat %-ban		85,39	85,25	83,97	80,00	96,03	90,07	92,48	100

ne – neutrális

IV. táblázat.
Az öntvények négy mérési sorozatban mért térfogata cm³-ben.

Megállapítottuk, hogy az 1., 2. és 3. tengelyeknél az öntvények térfogata gyakorlatilag azonos volt, valamint azt is, hogy az 5-ös és 7-es tengely mentén csökkent a legkevésbé

a gerinccsatorna térfogata, így vizsgálataink alapján ezeket tartjuk a gerinccsatorna térfogat állandósága szempontjából ideális rotációs tengelyeknek (47. ábra).



47. ábra. A rotációs tengely „ideális” helyzete a térfogatváltozások mérései alapján.

Az 5-ös és 7-es tengely összesített területe.

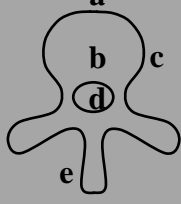
5.1.2.2. Ex vivo - in vitro mérések

5.1.2.2.1. Bordacsonkokkal eltávolított háti gerincszakaszon végzett mérések

A 24 eltávolított gerincszakasz mindegyikét nyolc alkalommal forgattuk el - összességében 192 alkalommal -, először az óramutató járásával azonos, majd azzal ellentétes irányban rotáltunk, amit a kiindulási helyzeten kívül elvégeztünk a spondylophyták, egy pár bordacsonk és végül három pár bordacsonk eltávolítása után is (*I. táblázat*).

Minden egyes rotált helyzetről készült röntgenfelvételen (192 felvétel) meghatároztuk a három jelölt csigolya rotációs középpontját. Az 576 (192 x 3) mérési eredmény közül 478 volt értékelhető. A kiszerezett rotációs középpontokat a csigolyákhoz való elhelyezkedésük alapján csoportosítottuk. Az *V. táblázat* mutatja be az általunk kijelölt régiókat, a meghatározott rotációs középpontok számát és százalékos arányukat az adott eltávolított bordacsonkkal rendelkező preparátumokon.

Khi négyzet próbával vizsgáltuk a forgásközéppont lokalizációja és az eltávolított specimenek tulajdonságai (intact, osteophyta, illetve bordacsonk eltávolítása) közötti összefüggést, amely szignifikánsnak bizonyult ($p < 0,001$; Pearson khi-négyzet = 42,35).

Lokalizáció 	Intakt eltávolított specimen		Eltávolítva							
			a spondylophyták		egy pár bordacsonk		három pár bordacsonk		Összesen	
	Kp	%	Kp	%	Kp	%	Kp	%	Kp	%
Csigolyatest előtt (a)	34	26,6	24	20,9	36	30,5	33	28,2	127	26,6
Csigolyatesten (b)	51	40,5	62	53,9	60	50,8	56	47,9	229	47,9
Csigolyától oldalt (c)	18	14,0	15	13,0	18	15,2	3	2,6	54	11,3
CV területén (d)	14	10,9	6	5,2	3	2,5	21	18,0	44	9,2
CV mögött (e)	11	8,6	8	7,0	1	0,8	4	3,4	24	5,0
Összesen	128	100,0	115	100,0	118	100,0	117	100,0	478	100,0

Kp - rotációs középpontok száma az adott régióban, **CV** - canalis vertebralis

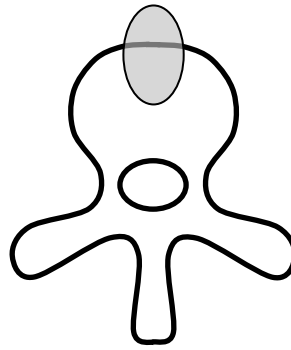
V. táblázat.

A rotációs centrum elhelyezkedése az eltávolított preparátumokon a spondylophyták, illetve a bordacsonkok eltávolításának függvényében.

A kapott eredmények alapján a következő megállapításokat tettük:

- A kapott forgásközéppontok legnagyobb része a csigolyatesten, illetve kissé előtte, kisebb része a canalis vertebralis területén helyezkedik el.
- A rotációs centrum lokalizációja hasonló eloszlást mutat az „intakt” gerincszakasz, illetve a spondylophyták eltávolítása után.
- A bordacsonkok számának csökkenésével előrébb tolódtak a középpontok.

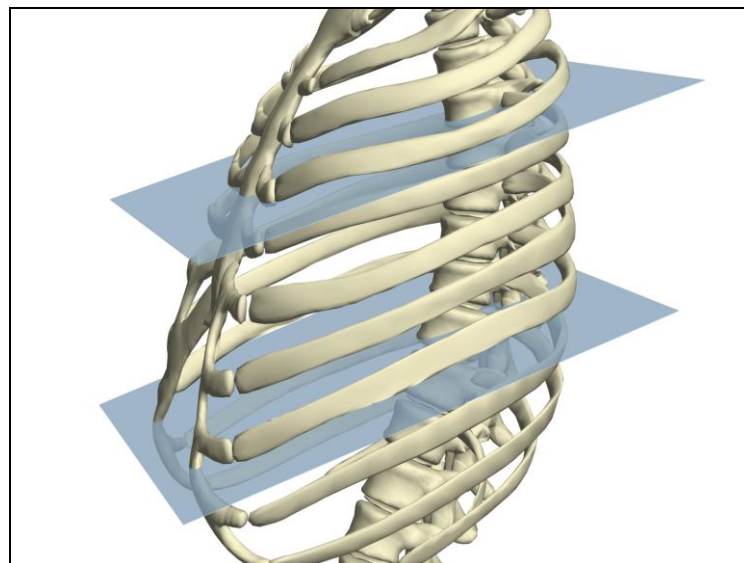
A bordacsonkokkal eltávolított háti gerincszakaszok vizsgálatsorozata alapján a rotációs tengely helyét a 48. ábra szerinti területen belül valószínűsítjük⁸⁴.



48. ábra. A rotációs tengely lokalizációja a bordacsonkkal rendelkező gerincszakaszokon végzett mérések alapján.

5.1.2.2.2. Komplettn mellkasi szeleteken végzett mérések

Ezen kísérletsorozat során 12 preparátumot készítettünk, amelyek a törzs egy-egy ferde szeletei voltak, magukba foglalva a háti gerincszakaszt a hozzájuk tartozó négy pár bordával, valamint a sternum megfelelő szeletével (49. ábra).

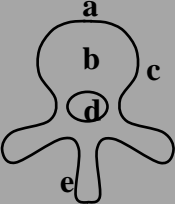


49. ábra. Komplettn mellkasi szelet.

A kísérletek első részében hét gerincszakaszt előzetes beavatkozás nélkül elforgattunk az óramutató járásával azonos, illetve azzal ellentétes irányban a sternum rögzített, illetve rögzítetlen állapota esetén is. További öt esetben ezen kívül a méréseket megismétel-

tük a két középső pár borda eltávolítása után is. A vizsgálat során összesen 87 felvétel készült, amelyek közül 58 elforgatott állapotban került rögzítésre (II. táblázat).

Mivel minden alkalommal három célzódrótot alkalmaztunk, elméletileg $58 \times 3 = 174$ forgásközéppont kiserkesztésére volt lehetőségünk, azonban ezekből 66-ot technikai probléma miatt nem tudtunk értékelni, így végül 108 darab felhasználható mérési eredményt kaptunk. Az eredmények feldolgozása során ezeket a pontokat az 5.1.2.2.1. fejezetben részletezett protokoll szerint csoportosítottuk (VI. táblázat).

Lokalizáció 	A sternum rögzítése nélkül		A sternum rögzítésével		Két pár borda eltávolítása után		Összesítés	
	Kp	%	Kp	%	Kp	%	Kp	%
Csigolyatest előtt (a)	2	4,9	2	4,2	0	0,0	4	3,7
Csigolyatesten (b)	14	34,1	11	23,4	9	45,0	34	31,5
Csigolyától oldalt (c)	0	0,0	0	0,0	0	0,0	0	0,0
CV területén (d)	10	24,4	10	21,3	11	55,0	31	28,7
CV mögött (e)	15	36,6	24	51,1	0	0,0	39	36,1
Összesen	41	100,0	47	100,0	20	100,0	108	100,0

Kp - rotációs középpontok száma az adott régióban, **CV** - canalis vertebralis

VI. táblázat.

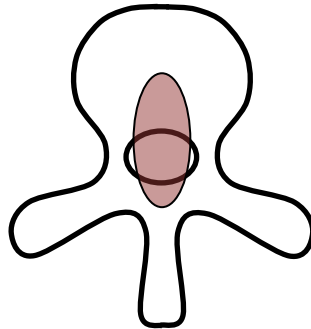
A rotációs középpont elhelyezkedése a teljes bordakosárral eltávolított mellkas szeleteken a sternum rögzítettsége, valamint két pár borda eltávolítása függvényében.

Ezeket az eredményeket – a lokalizáció, valamint a sternum rögzítése és a bordapárok eltávolítása közötti összefüggést – is megvizsgáltuk khi négyzet próbával, amely ismételt szignifikánsnak bizonyult ($p = 0,004$; Pearson khi-négyzet = 19,281).

A szerkesztések eredményei alapján a következő megállapításokat tehetjük:

- A középpontok legtöbbször a csigolyatestre, a canalis vertebralis területére vagy mögé estek, a csigolya szimmetriatengelyére (50. ábra).

- Ha két bordapár el van távolítva, akkor a tengely előretolódik a csigolya testére vagy a canalis vertebralis területére, mégpedig oly módon, hogy ezen pontok aránya kb. a kétszeresére nő, a canalis vertebralis mögé eső pontok rovására.
- A sternum rögzítése is a forgástengely hátratulódását idézte elő.
- A bordakosár jelentős hatással van a rotációs tengely elhelyezkedésére (VII. táblázat).



50. ábra. A rotációs tengely legvalószínűbb helyzete a komplett mellkas szeleteken végzett mérések alapján.

Adataink alapján összehasonlítottuk a két mérési módszer során kapott pontok elhelyezkedését (VII. táblázat), amelyek közötti különbség szintén szignifikánsnak bizonyult ($p < 0,001$; Pearson khi-négyzet = 143,476). Ezen eredmények alapján megállapíthatjuk, hogy a bordakosár szignifikáns hatással van a rotációs tengely helyére⁸⁵.

A rotációs tengely lokalizációja	Bordacsonkokkal eltávolított háti gerincszakaszok	Komplett mellkasi szeletek
Csigolyatest előtt	26,6%	3,7%
Csigolyatesten	47,9%	31,5%
Csigolyától oldalt	11,3%	0,0%
CV területén	9,2%	28,7%
CV mögött	5,0%	36,1%

CV - canalis vertebralis

VII. táblázat.

Bordacsonkokkal eltávolított háti gerincszakaszokon és komplett mellkasi szeleteken végzett mérések összesített eredményeinek összehasonlítása.

5.2. A CAB implantátum által megvalósított szegmentális derotáció biomechanikai alapjainak vizsgálata

5.2.1. A processus transversusok statikai terhelhetőségének vizsgálata

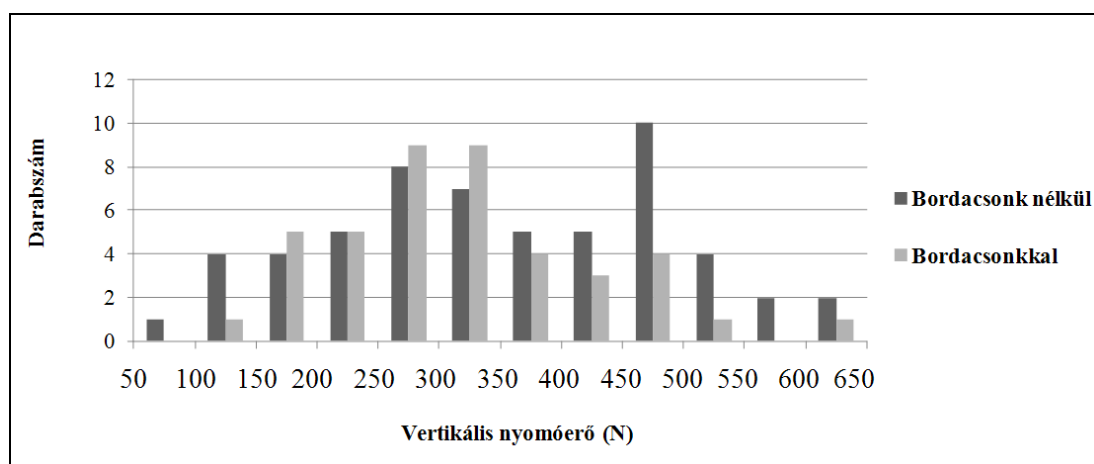
A mérések során a terheléskor fellépő maximális erőt, vagy forgatónyomatékot, azaz a terhelhetőség határát az anyagvizsgáló gép által rajzolt grafikon egyértelműen mutatta.

A vizsgálataink során 142 felhasználható mérési eredményt (99 vertikális nyomóerő, 43 forgatónyomaték) kaptunk.

5.2.1.1. Vertikális nyomás

A vertikális irányú mérések során minden esetben a vizsgált processus transversus vált elégtelenné. Az elégtelenné váláshoz szükséges átlagos vertikális nyomóerő 338 N (92,85-620,41) volt, szórása pedig 128 N. A bordacsonk nélküli esetekben (57 mérési eredmény) ezen érték 353 N (92,85-618,34), szórása 138 N, a bordacsonkkal rendelkező esetekben pedig (42 mérési eredmény) 316 N (111,54-620,41), szórása 110 N volt.

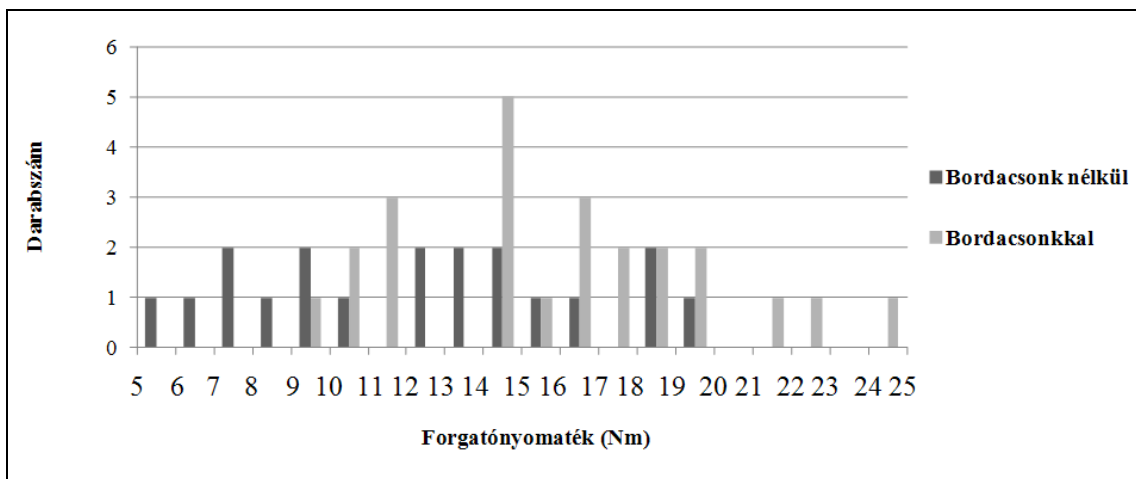
Az eredményeket az 51. ábrán ábrázoljuk.



51. ábra. A vertikális nyomóerő eloszlása.

5.2.1.2. Axiális tengelyű csavarás

A mérések során a csigolya axiális tengelyű rotációjakor létrejött maximális forgatónyomatékokat határoztuk meg. A végrehajtott 43 rotációból 40 esetben csak a vizsgált (szagittális irányban hátrafelé rotált) processus transversus vált elégtelenné, egy esetben az ellenoldali, két esetben pedig mindkét oldali processus transversus sérülését észleltük.



52. ábra. Az elégtelenné váláshoz szükséges forgatónyomaték eloszlása a horizontális síkban.

	Vertikális nyomóerő (99 Me)		Axiális tengelyű forgatónyomaték (43 Me)	
Átlag	338 N		14,4 Nm	
SD	128 N		4,52 Nm	
	Bcsn csigolya (57 Me)	Bcs csigolya (42 Me)	Bcsn csigolya (19 Me)	Bcs csigolya (24 Me)
Átlag	353 N	316 N	12,5 Nm*	15,9 Nm*
SD	138 N	110 N	4,4 Nm	4,1 Nm

Me - Mérési eredmény, SD - Standard Deviáció (szórás), Bcsn - Bordacsonk nélküli csigolya, Bcs - Bordacsonkkal rendelkező csigolya, *p < 0,05 vagyis szignifikáns eltérés

VIII. táblázat.

A processus transversus vertikális és szagittális irányú vizsgálata során kapott eredmények.

Az elégtelenné váláshoz szükséges átlagos forgatónyomaték 14,4 Nm (5,4-24,69) volt, szórása 4,5 Nm-re adódott²³. A bordacsonk nélküli esetekben (19 mérési eredmény) ezen érték 12,5 Nm (5,4-19,91), szórása 4,4 Nm; a bordacsonkkal rendelkező esetekben pedig (24 mérési eredmény) 15,9 Nm (9,01-24,69), szórása 4,1 Nm volt.

Az eredményeket az 52. ábra és a VIII. táblázat mutatja.

5.2.2. A CAB implantátum 3D korrekciós hatásának vizsgálata

2007 szeptembere és 2011 októbere között a DE OEC Ortopédiai Klinikán összesen 42 scoliosis műtét történt CAB implantátum felhasználásával. A műtétek közül három esetben a ventrális felszabadítást és Halo kezelést hátsó fixálás követte. A montage-t négy esetben a CAB horgok mellett SCS horgokkal, valamint pediculus csavarokkal egészítették ki. A választott implantátum három esetben CAB horog és SCS, kilenc esetben CAB horog és pediculus csavar, 23 esetben pedig csak CAB horog volt. A műtéteket ugyanaz a sebészi team végezte.

Az utóbbi eseteket, azaz 23 műtéti esetet vontunk be a vizsgálatba. A nemek aránya 4,75 : 1 (19 nő : 4 ffi), átlagéletkoruk a műtét időpontjában 15,85 év (11,5-25,75 év) volt. Átlagos utánkövetési idő 12,74 hónap.

A gerincnövekedés későbbi potenciálja alapján 10 esetben ún. gerincszabályozás történt, ami azt jelenti, hogy artrodézis nélküli instrumentálást végeztek, tekintettel a növekedésben lévő gerincpre, amit a növekedés befejeztéig még egy vagy esetleg több alkalommal a növekedéshez adaptáltak, illetve további korrekciót próbáltak elérni velük. Újjonnan megjelenő elvként⁷⁸ a gerincszabályozás négy esetben az apikális csigolyák konvex oldali primer dézisével lett kiegészítve. Azon 13 beteg esetén, ahol a gerincnövekedés közel befejezettnek volt tekinthető, a korrekciós műtét végén artrodézis történt.

A 10 gerincszabályozást kivétel nélkül női betegeken végezték, átlagéletkoruk 13,1 év (11,5-14,5 év). A 13 artrodézissel befejezett eset közül kilenc nő és négy férfi volt, átlagéletkoruk 17,96 év (14,75-25,75 év). A műtéti időtartamot dokumentálták. Az instrumentálandó szakasz eltérő hossza, valamint az említett két műtéti típus (dézis versus gerincszabályozás) különbözősége miatt nem beszélhetünk standard eljárásról.

A műtét előtt átlag $60,5^\circ$ (38° - 92°) volt a görbületek mértéke. A bending szögérték átlag $33,7^\circ$ -nak (8° - 64°) bizonyult, amely 46%-os preoperatív hajlékonyságot jelent. A beavatkozások után $22,7^\circ$ -ra (8° - 42°) sikerült korrigálni a görbületeket, ami 63%-os átlag posztoperatív korrekciót jelent. Az előzőekből meghatározott CCI átlaga 2,11 (0,70-16,00). Azon egy esetet elhagyva, ahol a műtét előtti hajlékonyság 10% alatt volt (gyakorlatilag rigid görbület), valamint figyelembe véve **Vora** korrekciós javaslatát¹²⁴ azon esetekben, ahol a képlet valótlánul tükrözné az implantátum korrekciós képességét (a 60% feletti értékek), a CCI átlag értéke 1,66 volt, vagyis 66%-kal hatékonyabb korrekciót értek el a természetes hajlékonyságnál. Az átlagos műtéti idő 340 perc volt.

Kyphosis esetén a 10° - 40° közötti érték volt az elérendő cél⁶⁷. A műtét előtti kyphosis átlag $18,69^\circ$ (2° - 56°), posztoperatív értéke $14,34^\circ$ (-14° - 30°) volt. A műtét során célként azt tűzték ki, hogy 10° - 40° közötti tartományon belül található szögértékek ne haladják meg a tartomány szélső határait, hypokyphosisnál a növelés, hyperkyphosisnál pedig a csökkentés volt a cél. 12 esetben a kívánt normál tartományon belüliek voltak a kiinduló értékek és két eset kivételével sikerült is megtartani a fiziológiás kyphosist. Az említett két esetben csökkent (hypokyphosis jött létre a normokyphosisból) átlag 60%-os veszteséggel. Kilenc esetben hypokyphosisból indultak, amelyek közül hat alkalommal normokyphosist sikerült létrehozni (154,16%-os átlagos javulással). A fennmaradó három esetben a hypokyphosis ugyanabban a tartományban maradt, amelyek közül két esetben még romlott is az érték (266,67%-os átlagos csökkenés). Két esetben pedig

hyperkyphosisból normokyphosis jött létre 45,53%-os csökkenéssel. Összességében a 23 esetből 18 alkalommal (78,26%) a kívánt tartományon belül maradt a beteganyag vagy a kívánt tartományba történt a korrekció.

Adatainkat a *IX. táblázatban* összesítettük.

Nem	Kor	M típus	M idő	Uk idő	Preop Cobb	Bending Cobb	Posztop Cobb	Preop – Bending	PF	Preop-Posztop	POC	CCI	Preop Kyphosis	Posztop Kyphosis	KC	KC%
♂	25,75	X	335	32	48	29	20	19	40%	28	58%	1,47	48	30	18	37,5
♀	14,00	0	310	26	50	20	20	30	60%	30	60%	1,00	8	20	-12	-150
♀	18,50	X	435	26	42	18	12	24	57%	30	71%	1,25	30	20	10	33,3
♀	13,00	0	370	20	88	54	42	34	39%	46	52%	1,35	4	8	-4	-100,0
♀	14,50	0	300	20	56	36	22	20	36%	34	61%	1,70	26	14	12	46,2
♀	14,00	X	335	18	68	50	20	18	26%	48	71%	2,67	8	14	-6	-75,0
♀	18,75	X	355	17	58	20	10	38	66%	48	83%	1,26	4	24	-20	-500,0
♀	12,00	0	285	17	70	34	14	36	51%	56	80%	1,56	20	14	6	30,0
♀	11,50	0	270	14	56	32	34	24	43%	22	39%	0,92	10	8	2	20,0
♀	18,50	X	310	14	52	26	16	26	50%	36	69%	1,38	8	10	-2	-25,0
♂	15,75	X	445	14	92	64	36	28	30%	56	61%	2,00	2	-14	16	800,0
♂	14,75	X	495	13	74	20	36	54	73%	38	51%	0,70	2	0	2	100,0
♀	19,25	X	385	12	70	38	14	32	46%	56	80%	1,75	28	14	14	50,0
♂	18,75	X	445	9	70	58	40	12	17%	30	43%	2,50	38	20	18	47,4
♀	13,75	0	285	9	52	20	12	32	62%	40	77%	1,25	28	18	10	35,7
♀	15,50	X	280	7	38	8	8	30	79%	30	79%	1,00	4	10	-6	-150,0
♀	16,00	X	320	7	70	28	10	42	60%	60	86%	1,43	16	0	16	100,0
♀	18,25	X	219	5	40	8	8	32	80%	32	80%	1,00	24	20	4	16,7
♀	19,75	X	360	5	52	34	30	18	35%	22	42%	1,22	18	12	6	33,3
♀	12,25	Api	335	2	72	50	38	22	31%	34	47%	1,55	56	26	30	53,6
♀	13,25	Api	310	2	70	52	26	18	26%	44	63%	2,44	22	26	-4	-18,2
♀	13,25	Api	330	2	58	30	24	28	48%	34	59%	1,21	18	26	-8	-44,4
♀	13,50	Api	295	2	46	45	30	1	2%	16	35%	16,00	8	10	-2	-25,0

♀ - nő, ♂ - férfi, **Kor** - életkor a műtét időpontjában (3 hónapra kerekítve), **M** - műtét, **X** - dézis, **0** - gerincszabályozás, **Api** - az Apikális csigolyák konvex oldali primer dézise, **Uk** - utánkötési. A két vastag vonal közötti területen a Cobb szög különböző értékei és származtatott adatai találhatóak. **Preop** - preoperatív álló helyzetű röntgen felvételen mért Cobb szög, **Bending** - háton fekvő bending felvételen mért Cobb szög, **Posztop** - posztoperatív álló helyzetű röntgen felvételen mért Cobb szög. **PF** - Preoperatív Flexibilitás, **POC** - Posztoperatív Korrekció. **CCI** - Cincinnati Korrekciós Index. **Preop Kyphosis** - Preoperatív Kyphosis, **Posztop Kyphosis** - Posztoperatív Kyphosis, **KC** - Kyphosis Korrekció.

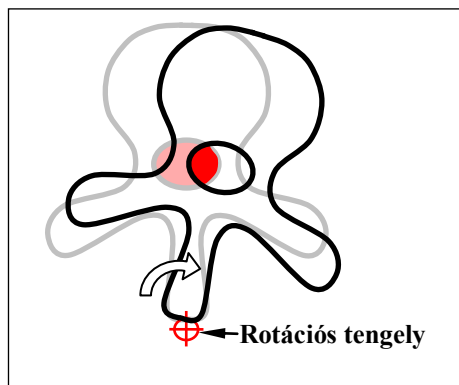
IX. táblázat.
A 23 CAB horoggal végzett műtét adatai.

6. MEGBESZÉLÉS

Napjainkban már meglehetősen sokat tudunk az ép és kóros gerinc anatómiájáról és biomechanikájáról. Ezért szinte érthetetlen, hogy egy olyan látszólag egyszerű kérdés tekintetében, mint a háti csigolyák axiális rotációs tengelyének helye, az irodalom egymásnak teljesen ellentmondó eredményeket ad meg. A kérdés jelentőségét azonban nem lehet vitatni²⁶.

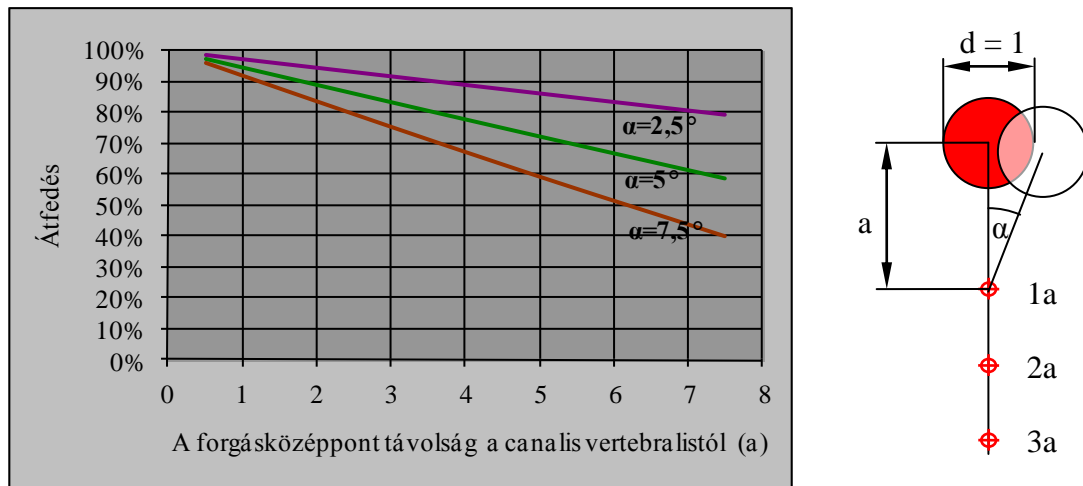
Tisztázni kívántuk a kérdést, ezért több megközelítésből is vizsgáltuk a háti gerincet.

A kiindulási hipotézisünk az volt, hogy a tengelynek a canalis vertebralisban kell elhelyezkednie, ugyanis ha a tengely máshol helyezkedne el, akkor két szomszédos csigolya rotációja során a canalis vertebralis „szivarvágó” hatás révén számottevően csökkentené a gerinccsatorna keresztmetszetét, és eleve szűk viszonyok esetén akár nyíró hatást is kifejthetne a gerinccsatorna bennéjére (53. ábra).



53. ábra. A “szivarvágó effektus”.

Ez a feltételezés – amely egyben azt is jelenti, hogy a canalis vertebralis nem vesz részt a rotációban – az idevágó szakirodalomban fellelhető^{71,99,100}. A fenti gondolatmenet kiegészíthető azzal is, hogy minél távolabb helyezkedik el a rotációs tengely a canalis vertebralistól és minél nagyobb az elfordulás szöge, annál nagyobb a nyíró hatás a gerinccsatornában lévő képletekre (54. ábra).



54. ábra. Az átfedés mértékének alakulása különböző szögelfordulások és forgásközéppontok esetén.

A bal oldali grafikon azt szemlélteti, hogy adott azonos szögelfordulások esetén ($2,5^\circ$; 5° ; $7,5^\circ$) a canalis vertebralistól növelve a forgásközéppont távolságát, a canalis vertebralis eredeti és elforgatott helyzetében az átfedés egyre csökken. A távolságot a középponttól az x tengelyen jelöltük (a egységként). Az y tengelyen az átfedés %-os arányát adtuk meg a canalis vertebralis eredeti és elforgatott helyzete között. A jobb oldali ábra ugyanezt szemlélteti rajzos formában. A canalis vertebralis és a forgásközéppont között a távolságot a -val jelöltük.

Más szavakkal, a canalis vertebralistól távol elhelyezkedő rotációs tengely veszélyeztethetné a kritikus gerinccsatorna térfogatot a keresztmetszete jelentős szűkítése révén.

Munkánk során különböző módszerekkel próbáltuk megközelíteni a kérdést:

A spekulatív megközelítési módszerek alkalmazásakor megpróbáltunk geometriai szabályosságokat keresni a csigolyákat illetően. A háti csigolya felülnézeti képéből szerkesztett rotációs tengely meghatározásakor (4.1.1.1. fejezet) azt a feltételezést vettük alapul, miszerint a csigolyák térbeli rotációs mozgását a csigolyák ízületei biztosítják, és ezek határozzák meg a rotációs tengelyek helyét is. A csigolyák horizontális röntgenképére vektorgrafikusan a csigolya ízületei által meghatározott három ellipszist, egy négyzetet és négy egyenest rajzoltunk, majd azt kerestük, hol helyezkednek el a súlypontok. A háti csigolyák háromirányú nézetéből szerkesztett rotációs tengely meghatározása (4.1.1.2. fejezet) esetén feltételezésünk szerint a csigolya háromirányú rotációs tengelye egy pontban, a csigolya geometriai középpontjában metszi egymást. Megpróbáltuk ezt a

középpontot meghatározni úgy, hogy a csigolyát három irányból magába foglaló három ellipszis alapú hasáb hossz tengelyeinek helyeit állapítottuk meg.

A gerinccsatorna térfogatváltozásának vizsgálatakor a canalis vertebralis térfogatát próbáltuk meghatározni annak függvényében, hogy hol helyezkedik el a rotációs tengely (4.1.2.1. fejezet). Különböző tengelyek mentén rögzítettük a háti gerincszakaszt, majd elforgattuk azt. Az elforgatott helyzetben poliuretán habbal öntvényeket készítettünk és megmértük az öntvények térfogatát.

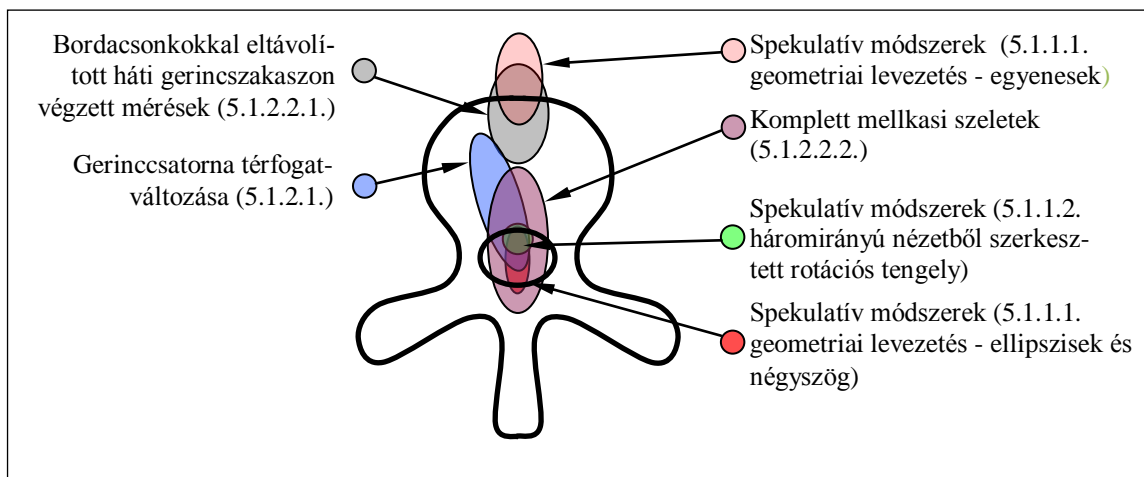
Az ex vivo és in vitro háti gerincszakaszokon végzett mérések során cadaverekből preparáltunk ki gerincszakaszokat (4.1.2.2. fejezet). Kezdetben bordacsonkkal rendelkező gerincszakaszokat (4.1.2.2.1. fejezet), majd komplett mellkas szeleteket vizsgáltunk (4.1.2.2.2. fejezet). Az eltávolított háti gerinc szegmentumokat rögzítettük és a szakasz közepére eső három szomszédos csigolyát jelződrótokkal láttuk el. Axiális irányú röntgenfelvételt készítettünk a kiindulási helyzetben, majd a befogásnál fogva megcsavartuk a gerincszakaszt az óramutató járásával azonos, illetve ellentétes irányban. Ezt követően a vizsgált csigolyákat összekötő bordákat, illetve különböző hátsó elemeket eltávolítva, a csavarásokat megismételtük és azt röntgenfelvételekkel – a későbbiekben pedig a teljes bordakosárral eltávolított mellkas szeletek esetén fényképekkel – dokumentáltuk. A jelződrótok segítségével geometriai módszerekkel megszerkesztettük az axiális forgástengely helyzetét az egyes vizsgálati körülmények között.

Ha az eredményeket összegezzük és a különböző módszerek által valószínűsíthető rotációs tengelyterületeket egy csigolyára tesszük, az 55. ábrán látható kép alakul ki.

Elmondhatjuk tehát, hogy vizsgálataink alapján a rotációs tengely nagy valószínűséggel

- a mediánszagittális síkban van,
- a csigolyatestre, a csigolyatest elé, vagy a gerinccsatorna területére esik.

Ezeket a még mindig túl általános megállapításokat azonban az alkalmazott módszerek átértékelésével konkretizálhatjuk.



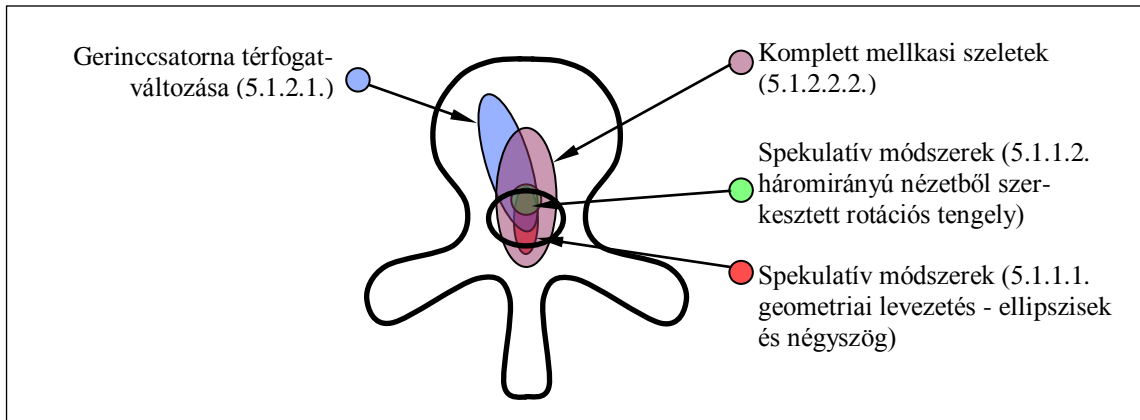
55. ábra. A rotációs tengely legvalószínűbb helyzetei a különböző mérési módszerek alapján.

A bordacsonkkal rendelkező gerincszakaszokon, illetve a teljes bordakosárral eltávolított mellkas szeleteken végzett mérések eredményei alapján megállapíthatjuk, hogy a bordák jelenléte befolyásolja a tengely helyét és figyelembe kell venni a hatásukat. Ezt a tényt több szerző is megerősíti^{37,89,119}. **Ezen a ponton vált számunkra világossá, hogy az idevágó szakirodalom ellentmondásai abból a tényből következnek, hogy a gerincszakaszokat bordák nélkül és/vagy nem megfelelő módszerrel vizsgálták.** Mindkét kísérletből egyértelműen kiderült, hogy a bordák hatásának figyelmen kívül hagyásával a kapott rotációs tengely előrébb tolódik. Tehát a cadaver gerincszakaszvizsgálatok közül csak a teljes bordakosárral eltávolított mellkas szeleteken végzett mérések eredményeit tekinthetjük helyesnek.

Ha ezt a gondolatmenetet követjük, akkor az „ízületek geometriája által meghatározott rotációs tengely” vizsgálatánál az eredményként kapott két terület közül a canalis vertebralis környéki terület a „helyes”, a másik terület pedig (a 41. ábrán A₁-gyel jelölt) „nem helyes”, tehát a forgásközéppont helyét az ízületekre rajzolt ellipszisek középpontjai, nem pedig az ízületi síkok (a gyűrűk kistengelyei) jelölik ki. Ugyanis a háti

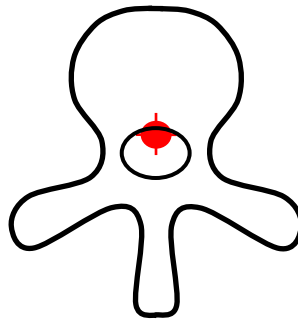
csigolyákon található kisízületek síkjai egyik fősíkkal sem párhuzamosak, így a szupero-inferior irányból készített röntgenfelvételen szerkesztett középpont nem a valószínű középpont vetülete^{30,94}.

Ha ennek a két megközelítésnek az eredményét nem vesszük figyelembe, akkor a következő ábrához jutunk (56. ábra):



56. ábra. A rotációs tengely legvalószínűbb helyzetei a szövegben részletezett két mérési eredmény kizárásával.

Ezen eredmények által meghatározott területek metszéspontját az 57. ábra mutatja.



57. ábra. Vizsgálataink alapján a rotációs tengely legvalószínűbb helye.

Összegezve kísérleteinket, a háti csigolyák fiziológiás axiális rotációs tengelyének legvalószínűbb helye a canalis spinalis elülső falának mediánszagittális síkba eső szakasza. Az elvi, majd laboratóriumi ex vivo és in vitro kísérletek eredményei után vizsgáltuk a CAB implantátum által létrehozott szegmentális derotáció biomechanikai alapjait^{16,18}.

Témaválasztásunk jelentőségét az támasztja alá, hogy a műtéti kezelést igénylő gerinc deformitások korrekciója során alkalmazott implantátum rendszerek az elmúlt évtizedekben dinamikus fejlődésen mentek keresztül, ugyanakkor a thoraco-lumbalis régió deformitásának korrekciója számos buktatóval rendelkezik⁸⁵. Mind a pediculus és a lamina horgok, mind a transpedicularis csavarozás bizonyos el nem hanyagolható veszélyekkel járnak^{9,36,51,57}.

A fentiek mellett el nem hanyagolható szempont, hogy a műtetre kerülő scoliosisos görbületeknél már a csigolyatestek is torzultak és azok a struktúrák is szimmetriájukat veszítették (kisízületek, processus transversusok, spinosusok, stb.), amelyek befolyásolják a csigolya forgástengelyét. Azokban az esetekben, ahol mindkét oldalon különböző szinteken szimpla horgok vagy csavarok vannak elhelyezve, a forgáspontot az aktuális anatómiai összeköttetések határozzák meg. Billentő, előre- vagy hátrahelyező, oldalirányban eltoló erők eredőjeként alakul ki valami mozgás, ami nem modellezhető, nem leírható, minden esetben különböző.

Munkánk során teleologikusan abból indultunk ki, hogy az az implantátum, amelyik minél jobban a gerinccsatorna területére pozicionálja a forgástengelyt, annál kevésbé veszélyezteti annak tartalmát a nagy korrekciós manőverek során. A CAB horog az egyetlen, amelyik ezt tudja biztosítani. Az egyidejűleg mindkét oldali processus transversusokon támaszkodó CAB implantátum előnye egyrészt az, hogy adott forgatónyomaték létrehozásához fele akkora erőre van szükség, másrészt hogy egy anatómiailag veszélytelen helyen történik az implantátum lehorgonyzása, valamint annak az ívnek, ami mentén elmozdul, a középpontja nagyjából a gerinccsatorna területére esik (18., 19. ábra).

Ugyanakkor a CAB implantátum bevezetését megelőzően számos szakember komoly aggályait fejezte ki a processus transversus terhelhetőségét illetően. Bár a klinikumban a

CAB horgokat már sikerrel alkalmazzák¹⁶, érdekesnek tartottuk a processus transversusok mechanikai ellenálló képességének vizsgálatát.

Az implantátum design kialakításához radiológiai vizsgálatokat²¹ és ezzel párhuzamosan mechanikai méréseket végeztünk a processus transversusok terhelhetőségét illetően. A CAB horgok alkalmazása biomechanikai alapjainak vizsgálata során megállapíthatjuk, hogy a processus transversusok vertikális és szagittális (axiális tengelyű rotáció) terhelhetősége meglehetősen nagy (5.2.1. fejezet). Egyetlen processus transversus esetén a mechanikai ellenállás elvesztéséhez szükséges átlagos vertikális erő 338 N. Tekintettel arra, hogy a CAB implantátum felhelyezése a kétoldali processus transversusra egyszerre történik, ezért a két processus transversus kalkulált ellenálló képessége $2 \times 338 \text{ N} = 676 \text{ N}$, ami jóval nagyobb, mint a **Nachemson** és munkatársai⁸⁶ által leírt intraoperatív terhelés (412 N). Mivel vizsgálataink (a 7-es cadaver kivételével) idős betegekből eltávolított specimenekre terjedtek ki (átlagéletkoruk 67,5 év), valószínűsíthetjük, hogy a műtéti célcsoport betegeinél még nagyobb erővel szemben is képesek ellenállni a processus transversusok.

A thoracalis csigolyák kétoldali processus transversusára felhelyezett CAB implantátum esetén az átlagos axiális tengelyű maximális forgatónyomaték 14,4 Nm volt, amely másfélszerese **Arregui-Dalmases** és munkatársai által a lumbális csigolyák processus transversusainak rotációs ellenállására mért eredményeinek⁶.

A processus transversusok különböző erőhatásokkal szembeni ellenálló képességére végzett szignifikancia számítások (kétmintás t próba) során a vertikális erőhatás esetén nem kaptunk szignifikáns különbséget ($p = 0,1548$) a bordacsonk nélküli, illetve bordacsonkkal rendelkező csigolyák esetén. Ugyanakkor a horizontális csigolya rotációra létrejött forgatónyomaték tekintetében a bordacsonkkal rendelkező csigolyáknál a törés

létrehozásához szükséges forgatónyomaték – kétmintás t próbával ellenőrizve – szignifikánsan nagyobb volt, mint a bordacsonk nélkülieknél ($p = 0,0113$).

Ezen értékek alapján kijelenthetjük, hogy a CAB horgok felhelyezése során biztonsággal alkalmazhatunk jelentős korrekciós erőket. Ezen eredményekből az a következtetés is levonható, hogy a borda processus transversust stabilizáló funkciója csak szagittális erőhatás (axiális tengelyű csigolya rotáció) során érvényesül.

Műtéttechnikai részletekre koncentrálna szeretnénk még kiemelni azt a tényt, hogy az esetleges izolált processus transversus törés sem a beteget, sem a műtét eredményét nem veszélyezteti, ugyanis a CAB implantátum a CD elvű rendszerek egy kiegészítő implantátuma, ilyen esetben még mindig megmarad a lehetősége a transpedicularis csavar, pediculus vagy lamina horog behelyezésének.

Figyelembe véve azt a tényt, hogy műtét során több processus transversusra helyezünk horgot, vagyis processus transversusonként szorozható az érték, ha ezzel szembeállítjuk a műtét utáni fiziológiás terhelést, azt mondhatjuk, hogy a CAB horgok felhelyezése során biztonsággal manipulálhatjuk a montage-t, amely stabil körülményeket teremt a posztoperatív időszakban is²³.

A CAB implantátum korrekciós hatásának vizsgálata során a DE OEC Ortopédiai Klinikán 2007 szeptembere és 2011 októbere között a csak CAB implantátum felhasználásával elvégzett 23 scoliosis műtėti korrekció feldolgozását végeztük el. Az eredmények értékeléséhez a CCI és a KC indexet alkalmaztuk. A posztoperatív korrekció 66%-kal haladta meg a gerinc preoperatív flexibilitását, vagyis 66%-kal hatékonyabb korrekciót értek el a természetes hajlékonyságnál. A kyphosis vizsgálata során 23 esetből 18 alkalommal (78,26%) a kívánt tartományon belül maradt a beteganyag vagy a kívánt tartományba történt a korrekció. Ezek alapján kijelenthetjük, hogy eredményeink korrelálnak az idevágó szakirodalommal¹²⁴.

Nagyon fontos szempont a posztoperatív eredmények értékelésekor a CAB horog által létrehozott derotáció vizsgálata, amely azonban számos nehézségbe ütközik.

A röntgenfelvételek értékelésében nem létezik összevethető mérési módszer a preoperatív és posztoperatív rotációt illetően. A Nash és Moe⁸⁸ által alkalmazott osztályozás – ami a kétoldali pediculus vetülésének aszimmetriáján alapul – a posztoperatív felvételeken nem alkalmazható, mert sokszor zavaró az implantátum és a csigolya egymásra vetülése.

A bordapúp mérése egy gyakran használt indirekt metódus, amely azonban a rigid esetknél félrevezető.

Az egyetlen objektív módszer a CT készítése lenne. Ennek az ismeretnek a megszerzése céljából CT felvételt készíteni azonban a betegek sugárterhelése miatt nem etikus. Ugyanakkor technikailag sem oldható meg, ugyanis a fém implantátum környezetében a CT felvételen zavaró, a kiértékelést esetleg lehetetlenné tévő artefactumok jelennek meg. Ez csak titán implantátumoknál lehetséges, az is csak olyan laboratóriumokban, ahol lágysugár technikával tudnak CT-t készíteni. A DE OEC Ortopédiai Klinikán eddig beültetett CAB horgok és SCS implantátumok acélból készültek, ezeknél így nem létezik technikai lehetőség ebből a szempontból értékelhető CT készítésére. A derotáció vizsgálatát azonban szeretnénk a jövőben megoldani úgy, hogy műtét során, amikor behelyezésre kerül az összes CAB horog, és mielőtt a rudak behelyezésre kerülnének, készítenénk egy újabb a-p röntgen felvételt, majd utána ezt hasonlítanánk össze a korrekció utáni helyzettel. Így a CAB horog dokumentálhatóan is kirajzolja a görbületet mind korrekció előtt, mind korrekció után.

7. ÚJ EREDMÉNYEK

- 7.1. Kísérleteink során tisztáztuk, hogy a bordacsonkok és a teljes mellkas szegmen-
tum szignifikánsan befolyásolja az axiális rotációs tengely meghatározását,
vagyis csak azon vizsgálatok eredményeit vehetjük figyelembe, amelyek szá-
molnak ezzel a hatással.
- 7.2. Méréseink alapján a háti csigolyák axiális rotációs tengelyének a helye a canalis
spinalis elülső falán helyezkedik el.
- 7.3. A CAB implantátum által megvalósított szegmentális derotáció biomechanikai
alapjainak vizsgálata során megállapítottuk, hogy a processus transversusok ver-
tikális nyomóerővel szembeni ellenállása az általunk vizsgált idős beteganyagon
(átlagéletkor 67,5 év) átlag 338 N.
- 7.4. A processus transversusok axiális irányú forgatónyomatékkal (derotáció) szem-
beni ellenállása az általunk vizsgált idős beteganyagon (átlagéletkor 67,5 év) át-
lag 14,4 Nm.
- 7.5. Figyelembe véve a fenti eredményeket és azt, hogy a CAB horog egyszerre két
oldalon támaszkodik fel, valamint azt, hogy több szinten helyezzük fel a műtét
során, illetve a szakirodalomból ismert maximális vertikális nyomóerővel (412
N) és axiális rotációs forgatónyomatékkal (9,6 Nm) számolva állíthatjuk, hogy a
montage biztonsággal manipulálható a műtét során.
- 7.6. Elvégeztük a szakirodalomban leginkább használt Vora index-szel történő ösz-
szehasonlítást.
- 7.7. A CAB implantátum 3D korrekciós hatásának vizsgálata során megállapítottuk,
hogy már műtét előtt rigid szakaszokon (vagyis, ahol nem számolhatunk flexibi-
litással) nem értelmezhető a Vora index.

- 7.8. A CCI és KC indexek a Debreceni Ortopédiai Klinika gyakorlatában korrelálnak a szakirodalmi adatokkal.
- 7.9. A csigolyák derotációjának vizsgálatára meghatároztunk egy új munkamódszert, amelyet a klinikai gyakorlatban fogunk alkalmazni.

8. ÖSSZEFOGLALÁS

A scoliosisos deformitás korrekciója során napjainkig az egyik legnehezebb feladat a háti csigolyák derotációja. Amikor pedig a dinamikusan fejlődő implantátum rendszerekkel minél hatékonyabban próbáljuk leküzdeni a kóros rotációt, a fiziológiás rotációval kapcsolatos ismeretek hiánya nagy ellentmondás és megengedhetetlen luxus.

Az irodalomban felismert ellentmondások és előkísérleti eredményeink nyomán elméleti modellt kerestünk a háti csigolyák rotációjának magyarázatára. Munkánk során különböző módszerekkel próbáltuk megközelíteni a kérdést spekulatív módon, illetve direkt és indirekt mérésekkel. Az axiális tengely meghatározására vonatkozó eredményeinket összegeztük, majd a még mindig túl általános következtetéseket az alkalmazott módszerek átértékelésével konkretizáltuk. Ezek alapján a háti csigolyák axiális rotációs tengelyének legvalószínűbb helye a velőűr elülső falának mediánszagittális síkba eső szakasza. Eredményünk cáfolja az irodalom legtöbb idevágó megállapítását. A CAB implantátum alkalmazásának biomechanikai alapjait vizsgálva megállapíthattuk, hogy a horgok felhelyezése során biztonsággal alkalmazhatunk jelentős korrekciós erőket. További következtetésünk volt, hogy a borda processus transversust stabilizáló funkciója csak szagittális erőhatás során érvényesül. Mivel a CAB implantátum egyszerre támaszkodik egy csigolya kétoldali processus transversusán, valamint a műtét során több csigolyára helyezünk horgokat, ezért processus transversusonként összeadhatóak az alkalmazott, egyébként is jelentős korrekciós erők. Összevetve a műtét utáni fiziológiás terhelést az előzőekkel, azt mondhatjuk, hogy a CAB horgok felhelyezése során biztonsággal manipulálhatjuk a montage-t, amely stabil körülményeket teremt a posztoperatív időszakban is. A DE OEC Ortopédiai Klinikán idáig CAB horoggal megoperált betegek korrekciós eredményei is ezt támasztják alá.

8. SUMMARY

The derotation of the thoracic vertebrae even nowadays is still one of the hardest tasks in scoliosis deformity correction. Lack of knowledge about the physiological rotation is an impermissible luxury, when trying to efficiently overcome the abnormal rotation with dynamically developed implant systems.

Inconsistencies in the literature and the results of preliminary experiments have led us to find a theoretical model for the explanation of thoracic vertebrae rotation. In our work we have tried different ways to approach the question in a speculative way, and also with direct and indirect measurements. We summed up our results, and then by reevaluating our method we finalized our general statement: the most probable axis of rotation of the thoracic vertebrae is at the part of anterior wall of the spinal canal that falls into the medio-sagittal plane. Our results contradict most of the findings published in the literature. Examining the biomechanical basis of the CAB implant we can conclude that through the hooks significant correctional forces can be safely achieved. Based on these results we can also conclude that the stabilizing function of the ribs on the transverse process only prevails in sagittal forces. In addition it should also be noted that the CAB hooks are placed on both transverse processes of one vertebra, and also that during surgery multiple hooks are placed. Therefore the otherwise also significant correctional forces that can be achieved through a transverse process can be added up. If we examine the postoperative physiological load and compare it to the previous, we can state that after the placement of the CAB hooks the montage can be safely manipulated, and it provides a stable environment in the postoperative period as well. This is supported by the correctional results of patients operated with CAB hooks at the University of Debrecen, Department of Orthopaedic Surgery.

9. ETIKAI VONATKOZÁS ÉS TÁMOGATÁS

A munkámban felhasznált háti gerincszakaszok és mellkasi szegmentek eltávolítása a Debreceni Egyetem Pathológiai Intézetében, az Egyetem Orvos- és Egészségtudományi Centrum Etikai Bizottságának engedélyével (DOTE RKEB/IKEB - Prot. No. 2099/2003) történtek. A biomechanikai méréseket a Debreceni Egyetem Ortopédiai Klinika – Nemzeti Akkreditáló Testület által akkreditált – Biomechanikai Anyagvizsgáló Laboratóriumában, valamint az Egyetem Radiológiai Klinikáján végeztük el.

A kísérletek megvalósításához a szerző a következő támogatásban részesült:

Csernátony Z, Szepesi K, Antal M, Kollár J, Molnár Sz. Az idiopathiás scoliosis sebészi kezelésére kifejlesztett új implantátum (a CAB) alkalmazásának további biomechanikai és műtéttechnikai vizsgálata. T 034889 OTKA 2001-2004, 6 MFt.

10. IRODALOMJEGYZÉK

10.1. Hivatkozott közlemények jegyzéke

1. Akel I, Yazici M. Growth modulation in the management of growing spine deformities. *J Child Orthop* 2009 Feb;3(1):1-9. PubMed PMID: 19308606, DOI: 10.1007/s11832-008-0145-6.
2. Åkerblom B. 1948. Standing and sitting posture. Thesis. AB Nordiska Bokhandeln, Stockholm. In: White AA 3rd. Analysis of the mechanics of the thoracic spine in man. An experimental study of autopsy specimen. *Acta Orthop Scand Suppl* 1969;127:28. PubMed PMID: 5264709.
3. Albee FH, Kushner A. The Albee spine fusion operation in the treatment of scoliosis. *Surg Gyn Obstr* 1938;66:797-803. In: Csernátóy Z. A hátsó feltárásból végzett scoliosisműtétek a kezdetektől napjainkig. *Biomechanika Hungarica* 2009;2(1):59-79. Elérhető: <http://biomechanica.hu/index.php/bio-mech/article/view/29/36> Belépés: 2011.07.24.
4. Albert SM. The Treatment of Scoliosis: The compensation derotation method of Steindler. *American Journal of Nursing* 1941;41(11):1266-1275. Absztrakt elérés: http://journals.lww.com/ajnonline/Citation/1941/11000/The_Treatment_of_Scoliosis__The_compensation.8.aspx Belépés: 2011.07.26.
5. Allan FG. Scoliosis operative correction of fixed curves. *J Bone Joint Surg Br* 1955 Feb; 37-B(1):92-6. PubMed PMID: 14353954.
6. Arregui-Dalmases C, Ash JH, Del Pozo E, Kerrigan JR, Crandall J. Characterization of the transverse and spinous processes: fracture forces under quasi-static and dynamic loading. *Biomed Sci Instrum* 2010;46:154-159. PubMed PMID: 20467087.

7. Asher MA, Burton DC. Adolescent idiopathic scoliosis: Natural history and long term treatment effects. *Scoliosis*. 2006;1:2. PubMed PMID: 16759428, DOI: 10.1186/1748-7161-1-2.
8. Bouillet R, Vincent A. La scoliose idiopathique. *Acta Ortop Belg* 1967;33(2):95-388. PubMed PMID: 5614524.
9. Brown B, McIff T, Glattes R, Burton DC, Asher MA. The effect of starting point placement technique on thoracic transverse process strength: an ex vivo biomechanical study. *Scoliosis* 2010;5:14. PubMed PMID: 20624320, DOI: 10.1186/1748-7161-5-14.
10. Canavese F, Kaelin A. Adolescent idiopathic scoliosis: Indications and efficacy of nonoperative treatment. *Indian J Orthop* 2011 Jan;45(1):7-14. PubMed PMID: 21221217, DOI: 10.4103/0019-5413.73655.
11. Cobb JR. Outline for the study of scoliosis. In: *The American Academy of Orthopaedic Surgeons*. Ann Arbor, J. W. Edwards; 1948;5:261–275. In: Merlino AF. A protractor for measuring scoliosis by the Cobb technique. *J Bone Joint Surg Am* 1973 Jul;55(5):1098-9. PubMed PMID: 4760098.
12. Cotrel Y, Dubousset J. Nouvelle technique d'ostéosynthèse rachidienne segmentaire par voie postérieure. *Rev Chir Orthop* 1984;70(6):489-94. PubMed PMID: 6239334.
13. Cotrel Y, Dubousset J, Guillaumat M. New universal instrumentation and spinal surgery. *Clin Orthop Relat Res* 1988 Feb;227:10-23. PubMed PMID: 3338200.
14. Cundy PJ, Paterson DC, Hillier TM, Sutherland AD, Stephen JP, Foster BK. Cotrel-Dubousset instrumentation and vertebral rotation in adolescent idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Br* 1990 Jul;72(4):670-74. PubMed PMID: 2380225.

15. Csernátony Z, Gáspár L, Benkő K, et al. Experimental studies for the surgical correction and fixation of dorsal spine deformities. *Acta Chir Hung* 1997;36(1-4):51-53. PubMed PMID: 9408284.
16. Csernátony Z, Fekete Zs, Soós P, Nyulasi T, Gáspár L. Modified instrumentation of dorsal scoliosis. First clinical experience with CAB hook. *Magyar Traumat Ortop* 1999;42:42-46.
17. Csernátony Z, Szepesi K, Gáspár L, Dezső Zs, Jónás Z. The rotational preconstraint. *Medical Hypotheses* 2000 Feb;54(2):203-6. PubMed PMID: 10790753, DOI:10.1054/mehy.1999.0019.
18. Csernátony Z, Goodship A, Szepesi K, et al. A complementary thoracic implant for the surgical correction of the scoliotic curve. A preliminary report. *Eur J Orthop Traumatol* 2001;11(2):85-9. DOI: 10.1007/BF01682483.
19. Csernátony Z, Szepesi K, Gáspár L, Kiss L. Contradictions of derotation in scoliosis surgery using the CD principle. *Medical Hypotheses* 2002 Jun;58(6):498-502. PubMed PMID: 12323117, DOI:10.1054/mehy.2001.1470.
20. Csernátony Z, Gáspár L, Molnár Sz, Fooladi S. A „rotációs előfeszítettség”, mint lehetséges etiopatológia a gerincferdülés kialakulásában. In: First Hungarian Conference on Biomechanics; 2004 June 11-12; Budapest. 2004:69-76. ISBN 963 420 799 5
21. Csernátony Z, Hunya Zs, Sikula J, Kollár J, Molnár Sz. A thoracalis gerinc processus transversusainak geometriai vizsgálata. *Biomechanica Hungarica* 2008;1(1):57-62. Elérhető:
<http://biomechanica.hu/index.php/biomech/article/view/17/16> Belépés: 2011.07.24.
22. Csernátony Z. A hátsó feltárásból végzett scoliosisműtétek a kezdetektől napjainkig. *Biomechanica Hungarica* 2009;2(1):59-79. Elérhető:

<http://biomechanica.hu/index.php/biomech/article/view/29/36> Belépés:

2011.07.24.

23. Csernátóy Z, Molnár S, Hunya Z, Manó S, Kiss L. Biomechanical examination of the thoracic spine - The Axial Rotation Moment and Vertical Loading Capacity of the Transverse Process. *Journal of Orthopaedic Research* 2011 Dec;29(12):1904-9. PubMed PMID: 21647957, DOI 10.1002/jor.21478.
24. Delorme S, Petit Y, de Guise JA, et al. Assessment of the 3D reconstruction and high-resolution geometrical modelling of the human skeletal trunk from 2D radiographic images. *IEEE Trans Biomed Eng* 2003;50:989–998. In: Labelle H, Aubin CE, Jackson R, Lenke L, Newton P, Parent S. Seeing the spine in 3D: how will it change what we do? *J Pediatr Orthop* 2011 Jan-Feb;31(1 Suppl):S37-45. PubMed PMID: 21173617, DOI: 10.1097/BPO.0b013e3181fd8801.
25. Deschênes S, Charron G, Beaudoin G, et al. Diagnostic imaging of spinal deformities: reducing patients radiation dose with a new Slot-scanning X-ray imager. *Spine (Phila Pa 1976)* 2010 Apr 20;35(9):989–994. PubMed PMID: 20228703, DOI: 10.1097/BRS.0b013e3181bdcaa4.
26. Dubousset J. Assessment of the rotational deformity. In: Cañadell J, Forriol F, Cara JA, editors. *Idiopathic scoliosis update. Basic research and clinical concepts.* University of Navarra Medical School Pamplona edn 1991;311-316.
27. Dubousset J, Charpak G, Skalli W, et al. EOS stereo-radiography system: whole-body simultaneous anteroposterior and lateral radiographs with very low radiation dose. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* 2007;93(6 suppl):141–143. In: Labelle H, Aubin CE, Jackson R, Lenke L, Newton P, Parent S. Seeing the spine in 3D: how will it change what we do? *J Pediatr Orthop.* 2011 Jan-Feb;31(1 Suppl):S37-45. PubMed PMID: 21173617, DOI: 10.1097/BPO.0b013e3181fd8801.

28. Dubousset J. Reflections of an orthopaedic surgeon on patient care and research into the condition of scoliosis. *J Pediatr Orthop* 2011 Jan-Feb;31(1 Suppl):S1-8. PubMed PMID: 21173611, DOI: 10.1097/BPO.0b013e3181f73beb.
29. Dwyer AF, Newton NC, Sherwood AA. An anterior approach to scoliosis. A preliminary report. *Clin Orthop* 1969;62:192-202. PubMed PMID: 5774835.
30. Ebraheim NA, Xu R, Ahmad M, Yeasting RA. The quantitative anatomy of the thoracic facet and the posterior projection of its inferior facet. *Spine (Phila Pa 1976)* 1997 Aug 15;22(16):1811-1817. PubMed PMID: 9280016.
31. Fairbank J. Személyes beszélgetések. 2005 Oxford, Leonardo da Vinci mobility program. Scaholarship, Clinical Observer.
32. Goel VK, Gilbertson LG. Applications of the finite method to thoracolumbar spinal research—past, present, and future. *Spine (Phila Pa 1976)* 1995 Aug 1;20(15):1719–1727. PubMed PMID: 7482024.
33. Goldberg CJ, Moore DP, Fogarty EE, Dowling FE. Scoliosis: a review. *Pediatr Surg Int* 2008 Feb;24(2):129–144. PubMed PMID: 17891405, DOI: 10.1007/s00383-007-2016-5.
34. Gray JM, Smith BW, Ashley RK, LaGrone MO, Mall J. Derotational analysis of Cotrel-Dubousset instrumentation in idiopathic scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)* 1991 Aug;16 (8 Suppl):S391-3. PubMed PMID: 1785093.
35. Gregersen GG, Lucas DB. An in vivo study of the axial rotation of the human thoracolumbar spine. *J Bone Joint Surg Am* 1967 Mar;49(2):247-262. PubMed PMID: 6018729.
36. Guigui P, Blamoutier A. Complications of surgical treatment of spinal deformities: a prospective multicentric study of 3311 patients. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 2005 Jun;91(4):314–27. PubMed PMID: 16158546.

37. Haheer TR, O'Brien M, Felmly WT, et al. Instantaneous axis of rotation as a function of the three columns of the spine. *Spine (Phila Pa 1976)* 1992 Jun;17(6 Suppl):S149-154, PubMed PMID: 1631714.
38. Hall JE. Spinal surgery before and after Paul Harrington. *Spine (Phila Pa 1976)* 1998 Jun 15;23(12):1356-61. PubMed PMID: 9654626.
39. Halm H, Liljenqvist U, Niemeier T, Winkelmann W, Zielke K. Halm-Zielke instrumentation (Munster Anterior Double Rod System) as an improvement over Zielke-VDS. Surgical method and preliminary results. *Z Orthop Ihre Grenzgeb* 1997 Sep-Oct;135(5):403-11. PubMed PMID: 9446432, DOI: 10.1055/s-2008-1039408.
40. Harrington PR. Treatment of scoliosis: correction and internal fixation by spine instrumentation. *J Bone Joint Surg* 1962 Jun;44-A:592-610. PubMed PMID: 14036052.
41. Heary RF, Madhavan K. The history of spinal deformity. *Neurosurgery* 2008 Sep;63(3 Suppl):SA5-15. PubMed PMID: 18812933, DOI: 0.1227/01.NEU.0000324520.95150.4C.
42. Helenius I, Remes V, Lamberg T, Schlenzka D, Poussa M. Long-term health-related quality of life after surgery for adolescent idiopathic scoliosis and spondylolisthesis. *J Bone Joint Surg Am* 2008 Jun;90(6):1231–1239. PubMed PMID: 18519315, DOI: 10.2106/JBJS.G.00114.
43. Hibbs RA. A report of fifty-nine cases of scoliosis treated by the fusion operation. *J Bone Joint Surg* 1924;6:3. Elérhető <http://www.jbjs.org/article.aspx?Volume=6&page=3> Belépés: 2011.10.23.
44. Hongo M, Ilharreborde B, Gay RE, et al. Biomechanical evaluation of a new fixation device for the thoracic spine. *Eur Spine J* 2009 Aug;18(8):1213–1219.

- PubMed PMID: 19404687, DOI: 10.1007/s00586-009-0999-4.
45. Illés T, Lakatos J, Varga PP. Idiopathiás scoliosis. 24.3.2.2.1. fejezet. In: Szendrői M, editor. Az Ortopédia Tankönyve. Budapest: Semmelweis Kiadó, 2005:233-41.
46. Imrie M, Yaszay B, Bastrom TP, Wenger DR, Newton PO. Adolescent idiopathic scoliosis: should 100% correction be the goal? *J Pediatr Orthop*. 2011 Jan-Feb;31(1 Suppl):S9-13. PubMed PMID: 21173626, DOI: 10.1097/BPO.0b013e3181fd8a24.
47. Janssen MM, Kouwenhoven JW, Schlösser TP, et al. Analysis of preexistent vertebral rotation in the normal infantile, juvenile and adolescent spine. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2011 Apr 1;36(7):E486-91. PMID: 21240053, DOI: 10.1097/BRS.0b013e3181f468cc.
48. Kaneda K, Shono Y, Satoh S, Abumi K. New anterior instrumentation for the management of thoracolumbar and lumbar scoliosis. Application of the Kaneda two-rod system. *Spine (Phila Pa 1976)* 1996 May 15;21(10):1250-61; discussion 1261-2. PubMed PMID: 8727201.
49. Kanter AS, Bradford DS, Okonkwo DO, Rengachary SS, Mummaneni PV. Thoracolumbar spinal deformity: Part I. A historical passage to 1990: historical vignette. *J Neurosurg Spine* 2009 Dec;11(6):631-9. PubMed PMID: 19951014, DOI: 10.3171/2009.3.SPINE08336.
50. Kapandji IA. *Physiologie articulaire. Schémas commentés de mécanique humaine.* Tomo III. Paris: Maloine SA Editeur, 1980.
51. Katonis P, Christoforakis J, Kontakis G, et al. Complications and problems related to pedicle screw fixation of the spine. *Clin Orthop Relat Res* 2003 Jun;(411):86-94. PubMed PMID: 12782863, DOI: 10.1097/01.blo.0000068761.86536.1d.
52. Kim HJ, Blanco JS, Widmann RF. Update on the management of idiopathic scoliosis. *Curr Opin Pediatr* 2009 Feb;21(1):55-64. PubMed PMID: 19242241,

DOI: 10.1097/MOP.0b013e328320a929.

- 53.** King HA, Moe JH, Bradford DS, Winter RB. The selection of fusion levels in thoracic idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Am* 1983 Dec;65(9):1302-13. PubMed PMID: 6654943.
- 54.** Klyve D, Stemkoski L, Tou E. The works of Leonhard Euler online. Elérhető: <http://www.math.dartmouth.edu/~euler/> Belépés: 2011.07.28.
- 55.** Kothe R, O' Holleran JD, Liu W, Panjabi MM. Internal architecture of the thoracic pedicle. An anatomic study. *Spine (Phila Pa 1976)* 1996 Feb 1;21(3):264-70. PubMed PMID: 8742200.
- 56.** Krismer M, Bauer R, Sterzinger W. Scoliosis correction by Cotrel-Dubousset instrumentation. The effect of derotation and three dimensional correction. *Spine (Phila Pa 1976)* 1992 Aug;17(8 Suppl):S263-9. PubMed PMID: 1523510.
- 57.** Kuklo TR, Potter BK, Lenke LG, Polly DW Jr, Sides B, Bridwell Kh. Surgical revision rates of hooks versus hybrid versus screws versus combined anteroposterior spinal fusion for adolescent idiopathic scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)* 2007 Sep 15;32(20):2258-2264. PubMed PMID: 17873820, DOI: 10.1097/BRS.0b013e31814b1ba6.
- 58.** Kumar K. Spinal deformity and axial traction. *Spine (Phila Pa 1976)* 1996 Mar 1;21(5):653-5. PubMed PMID: 8852326.
- 59.** Labelle H, Dansereau J, Bellefleur C, Jéquier JC. Variability of geometric measurements from 3-D reconstructions of scoliotic spines and rib cages. *Eur Spine J* 1995;4(2):88-94. PubMed PMID: 7600156.
- 60.** Labelle H, Aubin CE, Jackson R, Lenke L, Newton P, Parent S. Seeing the spine in 3D: how will it change what we do? *J Pediatr Orthop* 2011 Jan-Feb;31(1 Suppl):S37-45. PubMed PMID: 21173617, DOI: 10.1097/BPO.0b013e3181fd8801.

- 61.** Landry C, De Guise JA, Dansereau J, et al. Computer graphic analysis of the three-dimensional deformities of scoliotic vertebrae. *Ann Chir* 1997;51(8):868-874.
PubMed PMID: 9734096.
- 62.** Lange F. Support for the spondylitic spine by means of buried steel bars attached to the vertebrae. *J Bone Joint Surg Am* 1910;S2-8:344-61. Elérhető:
<http://www.ejbs.org/cgi/reprint/s2-8/2/344.pdf> Belépés 2011.10.23.
- 63.** Lapierre A. Analyse segmentaire des mouvements du corps humain. In: Baillière JP, editor. *La rééducation physique*. Paris: Masson, 1975: 173-214.
- 64.** Lee SM, Suk SI, Chung ER. Direct vertebral rotation: a new technique of three-dimensional deformity correction with segmental pedicle screw fixation in adolescent idiopathic scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)* 2004 Feb 1;29(3):343-9.
PubMed PMID: 14752361.
- 65.** Lenke LG, Bridwell KH, Baldus C, Blanke K, Shoeneker B. Cotrel-Dubousset instrumentation for adolescent idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Am* 1992 Aug;74(7):1056-67. PubMed PMID: 1522092.
- 66.** Lenke LG, Betz RR, Haheer TR, et al. Multisurgeon assessment of surgical decision-making in adolescent idiopathic scoliosis: curve classification, operative approach, and fusion levels. *Spine (Phila Pa 1976)* 2001 Nov 1;26(21):2347–2353.
PubMed PMID: 11679820.
- 67.** Lenke LG, Edwards CC 2nd, Bridwell KH. The Lenke classification of adolescent idiopathic scoliosis: how it organizes curve patterns as a template to perform selective fusions of the spine. *Spine (Phila Pa 1976)* 2003 Oct 15;28(20):S199-207.
PubMed PMID: 14560193.
- 68.** Lenke LG. The Lenke classification system of operative adolescent idiopathic scoliosis. *Neurosurg Clin N Am*. 2007 Apr;18(2):199-206.

PubMed PMID: 17556119, DOI:10.1016/j.nec.2007.02.006.

- 69.** Levacher de la Feutrie traité du rakitis. Paris 1772. In: Weiner MF. Silver JR. Paralysis as a result of traction for the treatment of scoliosis: a forgotten lesson from history. *Spinal Cord* 2009 Jun;;47(6):429–434. PubMed PMID: 19350041, DOI: 10.1038/sc.2009.19.
- 70.** Lindahl O. Resection of vertebral transverse process in idiopathic scoliosis. *Acta Orthop Scand* 1966;37(4):342-347. PubMed PMID: 5963290.
- 71.** Lloyd-Roberts GC, Pincott JR, McMeniman P, Bayley IJ, Kendall B. Progression in idiopathic scoliosis. A preliminary report of a possible mechanism. *J Bone Joint Surgery Br* 1978 Nov;60-B(4):451-460. PubMed PMID: 711790.
- 72.** Louis R. Spinal dynamic function. In: Louis R, editor. *Surgery of the spine. Surgical anatomy and operative approaches*. Berlin: Springer Verlag, 1982:63–74.
- 73.** Lowe TG, Edgar M, Margulies JY, et al. Etiology of idiopathic scoliosis: current trends in research. *J Bone Joint Surg Am*. 2000 Aug;82-A(8):1157-68. PubMed PMID: 10954107.
- 74.** Luque ER. Segmental spinal instrumentation for correction of scoliosis. *Clin Orthop Relat Res* 1982 Mar;(163):192-8. PubMed PMID: 7067252.
- 75.** Majdouline Y, Aubin CE, Robitaille M, Sarwark JF, Labelle H. Scoliosis correction objectives in adolescent idiopathic scoliosis. *J Ped Ortho* 2007 Oct-Nov;27(7):775–781. PubMed PMID: 17878784, DOI: 10.1097/BPO.0b013e31815588d8.
- 76.** Manó S, Molnár Sz, Csernátóy Z. A háti gerincsatorna térfogat mozgásokkal összefüggő változásainak volumetriás vizsgálata. In: *First Hungarian Conference on Biomechanics*; 2004 June 11-12; Budapest. 2004:275-281. ISBN 963 420 799 5
- 77.** Marketos SG, Skiadas P. Hippocrates. The father of spine surgery. *Spine (Phila Pa 1976)* 1999 Jul 1;24(13):1381-7. PubMed PMID: 10404583.

- 78.** McCarthy RE. Growth guided instrumentation: Shilla procedure. In: Akbarnia BA, Yazici M, Thompson GH, editors. *The Growing Spine: Management of Spinal Disorders in Young Children*. Berlin: Springer-Verlag, 2011: 593-601.
- 79.** Mehlman CT, Araghi A, Roy DR. Hyphenated history: the Hueter-Volkman law. *Am J Orthop (Belle Mead NJ)* 1997 Nov;26(11):798-800.
PubMed PMID: 9402217.
- 80.** Moe JH. A critical analysis of method of fusion for scoliosis: An evaluation in two hundred and sixty-six patients. *J Bone Joint Surg* 1958;40:529–54.
PMID: 13539082
Elérhető: <http://www.ejbs.org/cgi/reprint/40/3/529.pdf> Belépés: 2011.10.23.
- 81.** Moe JH, Winter RB, Bradford DS, Lonstein JE. *Scoliosis and other deformities*. Philadelphia: Saunders, 1978.
- 82.** Moen KY, Nachemson AL. Treatment of scoliosis. An historical perspective. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1999 Dec 15;24(24):2570-5. PubMed PMID: 10635519.
- 83.** Mohan AL, Das K. History of surgery for the correction of spinal deformity. *Neurosurg Focus*. 2003 Jan 15;14(1):e1. PubMed PMID: 15766216.
- 84.** Molnár Sz, Manó S, Kiss L, Csernátóy Z. A háti csigolyák axiális rotációs tengelyének in vitro meghatározása. In: *First Hungarian Conference on Biomechanics*; 2004 June 11-12; Budapest. 2004:290-294. ISBN 963 420 799 5
- 85.** Molnár S, Manó S, Kiss L, Csernátóy Z. Ex vivo and in vitro determination of the axial rotational axis of the human thoracic spine. *Spine (Phila Pa 1976)* 2006 Dec 15;31(26):E984-E991. PubMed PMID: 17172989,
DOI: 10.1097/01.brs.0000250183.97746.51.

- 86.** Nachemson A, Elfström G. Intravital wireless telemetry of axial forces in Harrington distraction rods in patients with idiopathic scoliosis. *J Bone and Joint Surgery Am* 1971 Am;53(3):445-65. PubMed PMID: 5580005.
- 87.** Naderi S, Andalkar N, Benzel EC. History of spine biomechanics: part II - from the Renaissance to the 20th century. *Neurosurgery* 2007;60(2):392-404. Pubmed PMID: 17290191, DOI: 10.1227/01.NEU.0000249263.80579.F9.
- 88.** Nash CL, Moe JH. A study of vertebral rotation. *J Bone Joint Surg Am* 1969 Mar;51(2):223–229. PubMed PMID: 5767315.
- 89.** Oda I, Abumi K, Cunningham BW, Kaneda K, McAfee PC. An in vitro human cadaveric study investigating the biomechanical properties of the thoracic spine. *Spine (Phila Pa 1976)* 2002 Feb 1;27(3):E64-70, 2002. PubMed PMID: 11805710.
- 90.** Olson SA, Lepkowski H, Gaines RW Jr. Magnetic resonance imaging evaluation of the spinal canal following removal of sublaminar wires. *Spine (Phila Pa 1976)* 1991 Aug;16(8 Suppl):S339–42. PubMed PMID: 1785084.
- 91.** Ortopédiai Szakmai Kollégium. Gerincdeformitásokról: scoliosis és kyphosis. Az Egészségügyi Minisztérium szakmai protokollja. *Egészségügyi Közlöny* 2009 Nov. 25;21:3385-9. Elérhető:
<http://www.eum.hu/egeszsegpolitika/minosegfejlesztes/ortopedia>
Belépés: 2011.07.28.
- 92.** Pach J. A megtestesült analízis – Leonhard Euler. *Ponticulus Hungaricus*. 2004 Jun;8(6). Elérhető:
<http://members.iif.hu/visontay/ponticulus/rovatok/limes/euler.html>
Belépés: 2011.07.28.

- 93.** Panjabi MM, Takata K, Goel V, et al. Thoracic human vertebrae. Quantitative three-dimensional anatomy. *Spine (Phila Pa 1976)* 1991 Aug;16(8):888-901. PubMed PMID: 1948374.
- 94.** Panjabi MM, Oxland T, Takata K, Goel V, Duranceau J, Krag. Articular facets of the human spine. Quantitative three-dimensional anatomy. *Spine (Phila Pa 1976)* 1993 Aug;18(10):1298-1310. PubMed PMID: 8211362.
- 95.** Panjabi MM, Shin EK, Chen NC, Wang JL. Internal morphology of human cervical pedicles. *Spine (Phila Pa 1976)* 2000 May;25(10):1197-205. PubMed PMID: 10806495.
- 96.** Perdriolle R, Le Borgne P, Dansereau J, de Guise J, Labelle H. Idiopathic scoliosis in three dimensions: a succession of two-dimensional deformities? *Spine (Phila Pa 1976)* 2001 Dec 15;26(24):2719-26. PubMed PMID: 11740362.
- 97.** Phan P, Mezghani N, Nault ML, et al. A Decision tree can increase accuracy when assessing curve types according to Lenke classification of adolescent idiopathic scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)* 2010 May 1;35(10):1054–1059. PubMed PMID: 20393395, DOI: 10.1097/BRS.0b013e3181bf280e.
- 98.** Ponseti IV: History of orthopaedic surgery. *Iowa Orthop J* 1991;11:59–64. PMID: PMC2328985 Elérhető: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2328985/> Belépés: 2011.07.28.
- 99.** Porter RW. Can a short spinal cord produce scoliosis? *Eur Spine J* 2001 Feb;10(1):2-9. PubMed PMID: 11276831.
- 100.** Porter RW. The pathogenesis of idiopathic scoliosis: uncoupled neuro-osseous growth? *Eur Spine J* 2001 Dec;10(6):473-481. PubMed PMID: 11806387.

- 101.**Pravaz CG. Méthode nouvelle pour le traitement des déviations de la colonne vertébrale. Paris 1827. In: No author given: Charles Gabriel Pravaz. *Can Med Assoc J.* 1923 Nov;13(11):839-40. PubMed PMID: 20314815.
- 102.**Renshaw TS. The role of Harrington instrumentation and posterior spine fusion in the management of adolescent idiopathic scoliosis. *Orthop Clin North Am* 1988 Apr;19(2):257-67. PubMed PMID: 3282199.
- 103.**Richards S, Sucato D, Konigsberg D, Ouellet JA. Comparison of reliability between the Lenke and King classification systems for adolescent idiopathic scoliosis using radiographs that were not premeasured. *Spine (Phila Pa 1976)* 2003 Jun 1;28(11):1148–1157. PubMed PMID: 12782983.
- 104.**Roaf R. The basic anatomy of scoliosis. *J Bone Joint Surg Br* 1966 Nov;48(4):786-792. PubMed PMID: 5953815.
- 105.**Sanan A, Rengachary SS. The history of spinal biomechanics. *Neurosurgery* 1996;39:657-669. PMID: 8880756.
- 106.**Sangole AP, Aubin CE, Labelle H, et al. Three-dimensional classification of thoracic scoliotic curves. *Spine (Phila Pa 1976)* 2009 Jan1;34(1):91–99. PubMed PMID: 19127167, DOI: 10.1097/BRS.0b013e3181877bbb.
- 107.**Schlenk RP, Kowalski RJ, Benzel EC. Biomechanics of spinal deformity. *Neurosurg Focus* 2003 Jan 15;14(1):e2. PubMed PMID: 15766219, DOI: 10.3171/foc.2003.14.1.3.
- 108.**Scoles PV, Linton AE, Latimer B, Levy ME, Digiovanni BF. Vertebral body and posterior element morphology: The normal spine in middle life. *Spine (Phila Pa 1976)* 1988 Oct;13(10):1082–6. PubMed PMID: 3206263.

- 109.**Skalli W, Lavaste F, Descrimes JL. Quantification of three-dimensional vertebral rotations in scoliosis: what are the true values? *Spine (Phila Pa 1976)* 1995 Mar 1;20(5):546-53. PubMed PMID: 7604323.
- 110.**Smith JS, Shaffrey CI, Kuntz C 4th, Mummaneni PV. Classification systems for adolescent and adult scoliosis. *Neurosurgery*. 2008 Sep;63(3 Suppl):16-24. PubMed PMID: 18812919, DOI: 10.1227/01.NEU.0000320447.61835.EA.
- 111.**Soucacos PN, Zacharis K, Gelalis J, et al. Assessment of curve progression in idiopathic scoliosis. *Eur Spine J* 1998;7(4):270–277. PubMed PMID: 9765033, DOI: 10.1007/s005860050074.
- 112.**Stagnara P. *Spinal Deformity*. London: Butterworths, 1988:82.
- 113.**Steib JP. Instrumentation SCS. In: Puos JG, editor. *Instrumentation Rachidienne*, 1st ed. Paris: Expansion Scientifique Francaise, 1995:121–124.
- 114.**Steib JP, Mitulescu A. Surgical treatment of idiopathic scoliosis. In: *Encyclopédie Médico-Chirurgicale*; 2002:44–194.
- 115.**Steib JP, Dumas R, Mitton D, Skalli W. Surgical correction of scoliosis by in situ contouring: a detorsion analysis. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2004 Jan 15;29(2):193-9. PubMed PMID: 14722414.
- 116.**Steindler A. Diseases and deformities of spine and thorax. In: *Annals of Surgery*. Book Review. St Louis: Mosby, 1929;90(2):319.
- 117.**Stirling AJ, Howel D, Millner PA, Sadiq S, Sharples D, Dickson RA. Late-onset idiopathic scoliosis in children six to fourteen years old. A cross-sectional prevalence study. *J Bone Joint Surg Am* 1996 Sep;78(9):1330–1336. PubMed PMID: 8816647.
- 118.**Straßer H. *Lehrbuch der Muskel- und Gelenksmechanik*. Berlin: Springer Verlag, 1908:341.

- 119.**Takeuchi T, Abumi K, Shono Y, Oda I, Kaneda K. Biomechanical Role of the intervertebral disc and costovertebral joint in stability of the thoracic spine: A canine model study. *Spine* 1999 Jul 15;24(14):1414-20. PubMed PMID: 10423785.
- 120.**Taylor JR. Vascular causes of vertebral asymmetry and the laterality of scoliosis. *Med J Aust* 1986 May 12;144(10):533-5. Review. PubMed PMID: 3520254.
- 121.**Tetmajer L: Méthodes d'essais et résultats de recherches. Sur les propriétés de résistance du fer et autres métaux. Communications de l'École Polytechnique Fédérale. Zürich, Suisse. 1904.
- 122.**Turi M, Johnston CE 2nd, Richards BS. Anterior correction of idiopathic scoliosis using TSRH instrumentation. *Spine (Phila Pa 1976)* 1993 Mar 15;18(4):417-22. PubMed PMID: 8469999.
- 123.**Vasiliadis ES, Grivas TB, Kaspiris A. Historical overview of spinal deformities in ancient Greece. *Scoliosis*. 2009 Feb 25;4:6. PMID: 19243609, DOI: 10.1186/1748-7161-4-6.
- 124.**Vora V, Crawford A, Babekhir N, et al. A pedicle screw construct gives an enhanced posterior correction of adolescent idiopathic scoliosis when compared with other constructs: myth or reality. *Spine (Phila Pa 1976)* 2007 Aug 1;32(17):1869-74. PubMed PMID: 17762295, DOI: 10.1097/BRS.0b013e318108b912.
- 125.**Waisman M, Saute M. Thoracoscopic spine release before posterior instrumentation in scoliosis. *Clin Orthop Relat Res* 1997 Mar;(336):130-6. PubMed PMID: 9060496.
- 126.**Weber EH. Anatomisch-physiologische Untersuchung über einige Einrichtungen in Mechanismus der menschlichen Wirbelsäule. *Arch Anat Physiol* 1827;1:240-271.

- In Lysell E. Motion in the cervical spine. An Experimental Study on Autopsy Specimen. *Acta Orthop Scand* 1969;Suppl 123:1+. PubMed PMID: 4907116.
- 127.**Weiner MF, Silver JR. Paralysis as a result of traction for the treatment of scoliosis: a forgotten lesson from history. *Spinal Cord* 2009 Apr;47:429–434.
PubMed PMID: 19350041, DOI: 10.1038/sc.2009.19.
- 128.**Willems JM, Jull GA, J KF. An in vivo study of the primary and coupled rotations of the thoracic spine. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 1996 Sep;11(6):311-316.
PubMed PMID: 11415638, DOI:10.1016/0268-0033(96)00017-4.
- 129.**Williams AN, Williams J. 'Proper to the duty of a chirurgion': Ambroise Paré and sixteenth century paediatric surgery. *J R Soc Med* 2004 Sep;97(9):446–449.
PubMed PMID: 15340033.
- 130.**Willy C, Schneider P, Engelhardt M, Hargens AR, Mubarak SJ. Richard von Volkmann: surgeon and Renaissance man. *Clin Orthop Relat Res* 2008 Feb;466(2):500-6. PubMed PMID: 18196438, DOI: 10.1007/s11999-007-0007-4.
- 131.**Winter RB, Lonstein JE, Denis F. How much correction is enough? *Spine (Phila Pa 1976)* 2007 Nov 15;32(24):2641–2643. PubMed PMID: 18007238,
DOI: 10.1097/BRS.0b013e31815a5207.
- 132.**Wolff J. *Das Gesetz der Transformation der Knochen*. Berlin: A Hirschwild, 1892.
In Huiskes R. If bone is the answer, then what is the question? *J Anat* 2000 Aug;197(Pt 2):145-56. PubMed PMID: 11005707,
DOI: 10.1046/j.1469-7580.2000.19720145.x.
- 133.**Zielke K, Stunkat R, Beaujean F. Ventrale derotations-spondylodesis (author's transl). *Arch Orthop Unfallchir* 1976 Aug 19;85(3):257-77.
PubMed PMID: 949288.

- 134.**Zielke K, Stunkat R, Beaujean F. Derotation and fusion. Anterior spinal instrumentation. Orthop Trans 1978;2:270. In: Hall JE. Spinal surgery before and after Paul Harrington. Spine (Phila Pa 1976) 1998 Jun 15;23(12):1356-61. PubMed PMID: 9654626.

10.2. Az értekezés alapjául szolgáló in extenso közlemények

- 1.** Csernátóy Z, **Molnár S**, Hunya Zs, Manó S, Kiss L. Biomechanical examination of the thoracic spine: The axial rotation moment and vertical loading capacity of the transverse process. Journal of Orthopaedic Research 2011 Dec;29(12),1904-1909. PMID: 21647957, DOI 10.1002/jor.21478
IF: 2,976 (2010)
- 2.** **Molnár S**, Skapinyecz J, Csernátóy Z. A gerincdeformitás kezelése Nicolas Andry előtt. Biomech Hung 2011;4(1), 61-66.
- 3.** **Molnár SL**, Szabó FJ, Skapinyecz J, Skapinyecz R. Gerincdeformitás és biomechanika – történeti áttekintés Leonardótól a „da Vinci szoftverig”. Biomech Hung 2011;4(2), 11p.
- 4.** Csernátóy Z, Hunya Z, Sikula J, Kollár J, **Molnár S**. A thoracalis gerinc processus transversusainak biomechanikai vizsgálata. Biomech Hung 2008;1(1),57-62.
- 5.** **Molnár S**, Manó S, Kiss L, Csernátóy Z. Ex vivo and in vitro determination of the axial rotational axis of the human thoracic spine. Spine (Phila Pa 1976) 2006 Dec 15;31(26):E984-E991. PMID: 17172989, DOI:10.1097/01.brs.0000250183.97746.51
IF: 2,351

10.3. További közlemények

6. **Molnár S**, Recarte A, Villafañe O, Lecumberri P, Csernátony Z. Morel-Lavallée syndrome of the tibia. *BMJ case Rep.* Epub ahead of print (2011).
DOI: 10.1136/bcr.05.2011.4227
7. **Molnár SL**, Lang P, Skapinyecz J, Shadgan B. Dislocation of the ulnar nerve in an elite wrestler. *BMJ case Rep.* Epub ahead of print (2011).
DOI: 10.1136/bcr.02.2011.3806
8. Rögler G, **Molnár SL**, Berkes I, Barna T. Élvonalbeli birkózók elülső kereszt-szalag-sérülése: epidemiológia, megelőzési lehetőségek, kezelés. *Magyar Sporttudományi Szemle* 2011;12(48), 21-26.
9. **Molnár S**, Szappanos L, Körmendi Z, Veres R. Occipitoatlantoaxial instability and congenital thoracic vertebral deformity in Pierre Robin sequence: a case report. *Spine (Phila Pa 1976)* 2007 Aug 1;32(17), E501-504. PMID: 17762284,
DOI: 10.1097/BRS.0b013e31811ea310
IF: 2,499
10. Zörgő Z, Hajdú A, Manó S, Csernátony Z, **Molnár Sz**. Analyzis of a new femur lengthening surgery. In: *Proceedings of the IASTED International Conference on Biomechanics*. June 30 – July 2, 2003, Rhodes, Greece (BioMech 2003). ACTA Press, Greece, 2003:34-38.

11. TÁRGYSZAVAK

Magyar nyelven: thoracalis gerinc, axiális rotációs tengely, biomechanika, scoliosis, implantátum, processus transversus, CAB implantátum, Cincinnati Korrekciós Index.

Angol nyelven: thoracic spine, axial rotational axis, biomechanics, scoliosis, implant, transverse process, CAB implant, Cincinnati Correction Index.

12. KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS

Hálásan köszönöm témavezetőmnek Dr. Csernátony Zoltánnak mindazt az útmutatást, tanítást és türelmet, amelyben részesített az eddigi közös munkánk során.

Köszönettel tartozom Manó Sándornak, Kiss Lászlónak és Hunya Zsoltnak azért az áldozatos munkáért, amellyel segítettek kísérleteinket és azok értékelését.

Szeretnék köszönetet mondani a Debreceni Egyetem Radiológiai Klinikájának a röntgenfelvételek készítésében nyújtott segítségéért, valamint az Egyetem Patológiai Intézetének a cadaver kísérletekben való együttműködéséért.

Köszönöm György Erika segítségét a statisztikai számításoknál.

Legfontosabbnak tartom azonban kiemelni Családom támogatását, akik segítettek átvészelni azon időszakokat, amikor a több munkával és ráfordított idővel járó, az élet útvesztőiben való kiigazodást választottam a kényelmes megtelepedés helyett. Ők voltak azok, akik ha mást nem tehettek, egy jó szóval, egy simogatással mindennél többet tettek.

Nem hagyhatom ki ebből a sorból középiskolámat (Földes Ferenc Gimnázium, Miskolc) és nevelő sport egyesületemet (Diósgyőri Birkózó Klub), ahol azzal a szemlélettel felvérteztek, hogy:

- A problémák arra valók, hogy megoldjuk azokat.
- Csak a hogyan és a mikor kérdések léteznek, a „nem”-et felejtsem el.
- Kitartás, alázat, szorgalom, munka, helyzet-kihasználás, szerencse és humor – ezek visznek előre tevékenységeid során.
- Törekedj arra, hogy munkád során a saját magad által diktált tempót és hatékonyságot tartani tudd.

Köszönöm a Debreceni Egyetem Ortopédiai Klinikájának azt a szemléletet, amivel útra bocsátott:

- Első a beteg.
- A betegnek mindig igaza van.
- Ha nem tudom mi a beteg panaszának az oka, azon gondolkodjak, hogy megtaláljam, nem pedig azon, hogyan kerüljem ki.
- Nem tudunk mindent meggyógyítani, de törekednünk kell rá.
- Ha rajtunk kívül álló okok miatt kudarca vagyunk ítélve a betegellátás során, nézzünk szembe vele, megfelelő konzekvenciákat vonjunk le belőle és legfőképpen megfelelően kommunikáljuk azt.
- A rendelésemről csak elégedett vagy megnyugodott beteg távozhat: mindegy hogyan, mennyi idő alatt vagy fáradtsággal elérve.
- Ha nem tudsz valamit: olvass, tanulj és kérdezz. Aztán cselekedj.

Molnár Szabolcs Lajos

13. FÜGGELÉK

- PuLi igazolás.
- Az értekezés alapjául szolgáló in extenso közlemények.
- A DE OEC 2011-es „ÉV LEGJOBB KLINIKAI TÉMÁJÚ TUDOMÁNYOS KÖZLEMÉNYE” elismerő oklevél.
- További közlemények.

Iktatószám: DEENKÉTK /10/2012.

Tételszám:

Tárgy: Ph.D. publikációs lista

Jelölt: Molnár Szabolcs

Neptun kód: BLAULD

Doktori Iskola: Klinikai Orvostudományok Doktori Iskola

A PhD értekezés alapjául szolgáló közlemények

1. Csernátóy, Z., **Molnár, S.**, Hunya, Z., Manó, S., Kiss, L.: Biomechanical examination of the thoracic spine: The axial rotation moment and vertical loading capacity of the transverse process. *J. Orthop. Res.* 29 (12), 1904-1909, 2011.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1002/jor.21478>
IF:2.976 (2010)
2. **Molnár S.**, Skapinyecz J., Csernátóy Z.: A gerincdeformitás kezelése Nicolas Andry előtt. *Biomech. Hung.* 4 (1), 61-66, 2011.
3. **Molnár S.L.**, Szabó F.J., Skapinyecz J., Skapinyecz R.: Gerincdeformitás és biomechanika: Történeti áttekintés Leonardótól a "da Vinci szoftverig". *Biomech. Hung.* 4 (2), 11p., 2011.
4. Csernátóy Z., Hunya Z., Sikula J., Kollár J., **Molnár S.**: A thoracalis gerinc processus transversusainak geometriai vizsgálata. *Biomech. Hung.* 1 (1), 57-62, 2008.
5. **Molnár, S.**, Manó, S., Kiss, L., Csernátóy, Z.: Ex Vivo and In Vitro Determination of the Axial Rotational Axis of the Human Thoracic Spine. *Spine.* 31 (26), E984-E991, 2006.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1097/01.brs.0000250183.97746.51>
IF:2.351



További Közlemények

6. **Molnár, S.**, Recarte, A., Villafane, O., Lecumberri, P., Csernátony, Z.: Morel-Lavallée syndrome of the tibia.
BMJ Case Rep. Epub ahead of print (2011)
DOI: <http://dx.doi.org/10.1136/bcr.05.2011.4227>
7. **Molnár, S.L.**, Lang, P., Skapinyecz, J., Shadgan, B.: Dislocation of the ulnar nerve at the elbow in an elite wrestler.
BMJ Case Rep. Epub ahead of print (2011)
DOI: <http://dx.doi.org/10.1136/bcr.02.2011.3806>
8. Rögler G., **Molnár S.L.**, Berkes I., Bama T.: Élvonalbeli birkózók elülső keresztoszlag-sérülése: Epidemiológia, megelőzési lehetőségek, kezelés.
Magyar Sporttud. Szle. "közlésre elfogadva", 2011.
9. **Molnár, S.**, Szappanos, L., Körmendi, Z., Veres, R.: Occipitoatlantoaxial Instability and Congenital Thoracic Vertebral Deformity in Pierre Robin Sequence.
Spine. 32 (17), E501-504, 2007.
DOI: <http://dx.doi.org/10.1097/BRS.0b013e31811ea310>
IF:2.499
10. Zörgő, Z., Hajdu, A., Manó, S., Csernátony, Z., **Molnár, S.**: Analyzis of a new femur lengthening surgery.
In: Proceedings of the IASTED International Conference on Biomechanics : June 30 - July 2, 2003, Rhodes, Greece (BioMech 2003). ACTA Press, Greece, 34-38, 2003.

Összesített impakt faktor: 7.826

Összesített impakt faktor: (értekezés alapjául szolgáló közlemények esetén): 5.327

A DEENK Kenézy Élettudományi Könyvtár a Jelölt által a Publikációs Adatbázisba feltöltött adatok bibliográfiai és tudásmetriai ellenőrzését a tudományos adatbázisok és a Journal Citation Reports Impact Factor lista alapján elvégezte.

Debrecen, 2012.02.28



Biomechanical Examination of the Thoracic Spine—The Axial Rotation Moment and Vertical Loading Capacity of the Transverse Process

Zoltán Csernátóy,¹ Szabolcs Molnár,² Zsolt Hunya,¹ Sándor Manó,¹ László Kiss¹

¹Department of Orthopaedics, University of Debrecen Medical Health and Science Center, Nagyerdei Krt. 98, Debrecen 4032, Hungary,

²Department^{AQ1} of Orthopaedics, Polyclinic of the Hospitaller Brothers of Saint John of God in Budapest, Mutua Navarra, Spain

Received 20 August 2010; accepted 19 May 2011

Published online in Wiley Online Library (wileyonlinelibrary.com). DOI 10.1002/jor.21478

ABSTRACT: Our objective was to examine the load-bearing capacity of the transverse processes of human cadaveric thoracic vertebrae to vertical loads and axial rotation moments (i.e., moment applied in the transverse plane). A secondary objective was to examine the effect of the attached rib stumps. We wanted to demonstrate that the transverse process is durable enough to support the CAB hook—a complementary hook to the CD system—and can handle the vertical load or axial rotation moment during correction of scoliosis. We used 107 thoracic vertebrae removed from 10 cadavers. They were prepared in vertebral pairs, and were fixed into a material testing apparatus. Superior-inferior vertical loads and axial rotation moments were applied to the transverse process using the CAB hooks at a rate of 30 mm/min and 8.5°/s respectively until it fractured. We recorded 142 measurements, 99 were for vertical load and 43 for axial rotation moment. The average ultimate vertical load was 338 (SD = 128) N and the average ultimate axial rotation moment was 14.4 (SD = 4.52) Nm. The ultimate axial rotation moment for specimens with rib stumps attached was significantly greater than for specimens without rib stumps 15.9 (SD = 4.1) Nm versus 12.5 (SD = 4.4) Nm. Our results showed that both the vertical and axial rotation loading capability of the transverse process are large enough to withstand significant correctional forces, without fracture, through the CAB hooks. © 2011 Orthopaedic Research Society. Published by Wiley Periodicals, Inc. *J Orthop Res* 9999:1–6, 2011.

Keywords: thoracic spine; biomechanics; scoliosis; transverse process; CAB hook

Scoliosis is lateral curvature of the spine measuring $>10^\circ$ in the coronal plane with concordant vertebral rotation.^{1,2} The prevalence of idiopathic scoliosis in the pediatric population is estimated to be 0.5–3.0%.^{3,4} The majority of the curves are small to moderate, not needing intervention. According to large cohort studies, only ~0.04% incidence of a curve is $>30^\circ$ in 82,901 patients.^{3,4} Even though scoliosis only affects a small percentage of the population, the treatment can be quite difficult for patient, family, and surgeon. The first treatment is usually bracing or casting, which can cause psychological and compliance problems. The advantage of not doing early surgery is intuitive to the child and their parents, but they must accept the fact that despite rigorous nonoperative treatment the patient may still require surgery later. If surgery is proposed, complications should be discussed along with techniques to prevent them.⁵

The biomechanics of reducing scoliotic curves in the thoracic spine is important as implant systems are progressing rapidly.⁶ The posterior approach is built on different biomechanical theories, and the implants can be fixed to different anatomical components of the vertebrae. These theories are based on surgical technique and the implant. The main theory is the Harrington method, which focuses on correction of the frontal plain by distracting the end vertebrae of the concavity. The Luque method fixes two longitudinal rods to the vertebrae by sublaminar wires.⁷ The most widely used method is the Cotrel and Dubousset

(CD) method that is based on implanting two rods on the two sides of the vertebrae in accordance with the curvature and rotating them 90° so that the thoracic curvature becomes kyphotic and the lumbar curvature becomes lordotic. The in situ bending technique of Steib suggest that in most cases the CD method cannot be carried in vivo.⁸

Implants used in the posterior approach can be transverse process, supra, infra-laminar, and pedicular hooks; these exert forces on the posterior side of the vertebra. Sublaminar wires also exert force on the posterior side. Transpedicular screws on the other hand affect all three columns with better fixation on the vertebra.^{9–11}

Our main interest is to increase the efficiency of derotation.^{12–16} The derotation concept brought a revolutionary change in surgical treatment of scoliosis.^{16,17} Numerous variations have appeared, improving the surgical technique and implant design. But considerable rotation often remains, mainly due to the fact that during the correction of the 3D deformity, little relative increase in rotation occurs in the transverse plane.^{13,18–21} Furthermore, most implant systems use a combination of pedicle and laminar hooks and pedicle screws. To simplify surgical technique, the first author developed a complementary implant (the CAB hook, Sanatmetal Ltd., Eger, Hungary), which simultaneously hooks onto the two transverse processes of the same vertebra.^{22–24} Implants are available in asymmetric (left and right) and symmetric forms (Fig. 1). Our main goal was to examine the load-bearing capacity of the transverse process of the thoracic spine to vertical loads and axial rotation moments. As ribs are usually attached during surgery, a secondary goal was to examine the effect of attached

Correspondence to: Zoltán Csernátóy (T: 36-52-255-815; F: 36-52-255-815; E-mail: csz@med.unideb.hu)

© 2011 Orthopaedic Research Society. Published by Wiley Periodicals, Inc.

rib stumps to obtain information to aid in further implant development.

MATERIALS AND METHODS

We analyzed the resistance of the transverse processes of the vertebra against vertical loads and axial rotation moments (Figs. 2 and 3). Vertical loading was selected as it is applied during surgical correction of vertebral tilt and kyphosis. Axial rotation moments were selected as these are applied during surgical derotation of the spine. We always loaded the

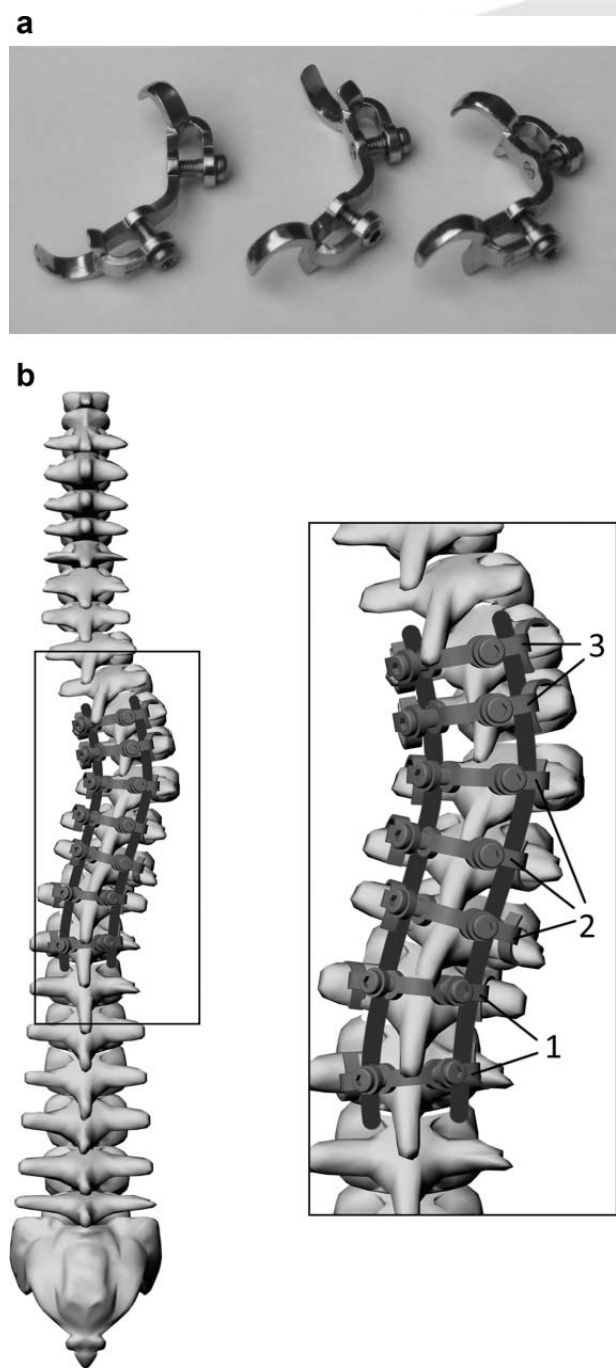


Figure 1. (a) From left to right: right asymmetric, left asymmetric, and symmetric CAB hooks. (b) Schematic drawing of the CAB hooks (1. symmetric, 2. left asymmetric, 3. right asymmetric).

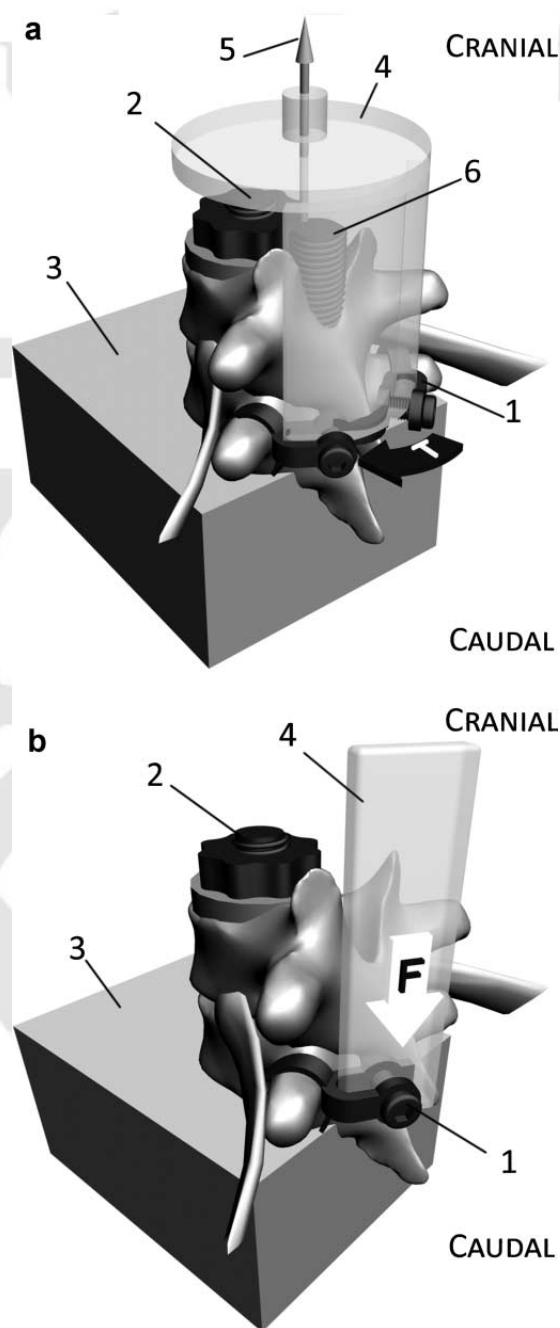


Figure 2. The setup for the sagittal moment (a) and vertical load (b) measurements with the rib stump attached. T , the direction of the moment; F , the direction of the load; 1, CAB hook (connected to the testing apparatus); 2, fixation through the body of the vertebrae; 3, hard wooden block; 4, attachment to the testing apparatus; 5, the axis of rotation; 6, fixation through the spinal canal to prevent rotation.

transverse process from a predetermined direction until it lost its mechanical resistance.

We removed spinal segments from the thoracic spines of 10 fresh cadavers (Table 1). The specimens consisted of the spine and connecting rib stumps, including the head, neck, articular capsule with the pertaining ligaments (radiate, interarticular, anterior, and posterior costotransverse ligament, the ligament of the neck) and the tubercle of the rib. Vertical loads were applied to single transverse processes; axial rotation moments were applied to bilateral pairs.

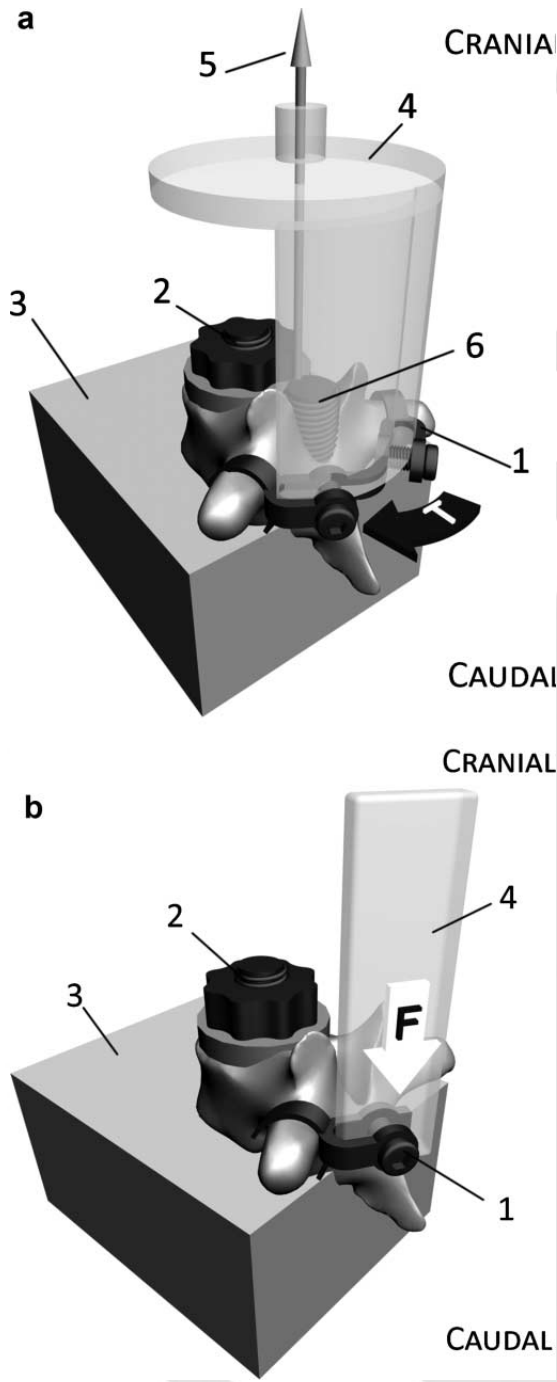


Figure 3. The setup for the sagittal moment (a) and vertical load (b) measurements without the rib stump attached. *T*, the direction of the moment; *F*, the direction of the load; 1, CAB hook (connected to the testing apparatus); 2, fixation through the body of the vertebra; 3, hard wooden block; 4, attachment to the testing apparatus; 5, the axis of rotation; 6, fixation through the spinal canal to prevent rotation.

The experiments were conducted with the permission of the Regional and Institutional Ethics Committee (Prot. No. 2099/2003) at our University’s Department of Pathology.

The removed spine was prepared into vertebral pairs with the rib stump of the lower vertebra left attached (Table 1), as the head of the lower vertebra’s rib stump articulates with the body of the upper vertebra as well. Each segment was evaluated by CT to disclose major or subtle pathology, bony

Table 1. Donor and Anatomic Information of the Thoracic Spine Specimens and Vertebral Pairs

Specimen	Thoracic Sections	Gender	Age (Years)
1.	Th I-IX	Female	72
2.	Th I-X	Female	62
3.	Th I-IX	Male	76
4.	Th I-XI	Male	83
5.	Th I-XI	Female	79
6.	Th I-XII	Female	91
7.	Th I-XII	Female	25
8.	Th I-XI	Female	79
9.	Th II-XI	Female	50
10.	Th I-XI	Female	60
Σ 107 vertebrae		10 Cadaver	Average age: 67.5 years (25–91 years)
		8 Female	Average age: 64.75 years (25–91 years)
		2 Male	Average age: 79.5 years (76–83 years)

The patterns of pairs were Th I-II, Th III-IV, Th V-VI, Th VII-VIII except specimen 9, where the first pair was Th II-III (and then Th IV-V, Th VI-VII, Th VIII-IX, Th X-XI). For spine sections with an uneven number of vertebrae, the caudal most vertebra was tested alone.

abnormality, and fracture.²⁴ Following this, specimens remained frozen until they were tested. We removed 107 vertebrae (214 transverse processes. During removal, preparation, and setup, 56 processes sustained damage, burst, or plastic deformation and were removed from the study. The remaining were tested measurements on an Instron 8874 (Instron Ltd., High Wycombe, UK) servo-hydraulic material testing apparatus.

The prepared vertebral pairs with the rib stumps were fixed with one or two threaded rods onto a hard wooden block that was fixed rigidly with bolts to the testing apparatus. One rod was drilled through the vertebral bodies and tightened with a nut to provide stability; the other rod was placed in the spinal canal to prevent rotation of the vertebral pairs during the axial rotation moment testing. During vertical load testing, we did not use the 2nd rod in the canal as no rotational force was applied. After fixation, the lower vertebra’s transverse process was examined either for vertical load or axial rotation moment with a symmetric CAB hook placed on it in a manner where the end of the hook lay between the transverse process of the lower vertebra and its rib stump (Fig. 2). Then, we removed the lower vertebra with its rib stump and performed the mechanical examination on the remaining upper vertebra alone (Fig. 3).

Through the hooks, we applied constantly increasing vertical load at 0.5 mm/s or axial rotation moment at 8.5°/s onto the transverse process until failure. The ultimate load or ultimate moment was measured by the apparatus. Then the transverse process of the superior vertebra was measured in a similar manner. We chose to measure the inferior vertebra first to avoid damage that might be sustained to the

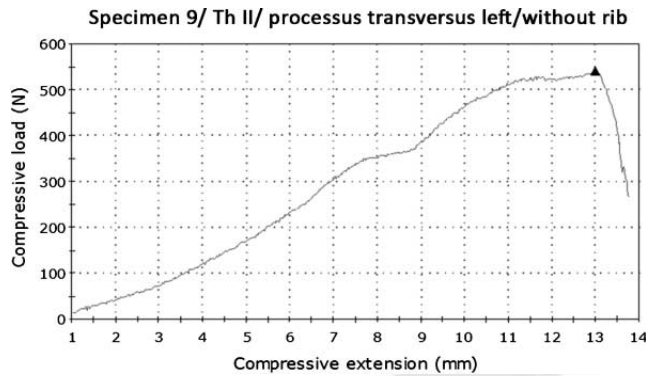


Figure 4. A typical curve showing compressive load (specimen 9, Th II vertebra, left transverse process).

transverse process of the inferior vertebra during the measurement of the superior vertebra.

In the first 3 specimens, we examined the transverse processes separately (only examining one transverse process with vertical loading) then the other one, beginning always with the left side. In the next 7 specimens, we performed examinations in both the vertical and axial rotation directions. The further vertical measurements were also performed unilaterally, and the axial rotation measurements were performed bilaterally at the same time. The distance between the rotational axis and the load transfer was 32 mm for all specimens.

Technical problems arose (slipped, dislodged hooks) in 16 cases. We recorded 142 results (214 – 56 damaged – 16 technical problems = 142) of which 99 were for vertical load and 43 for sagittal moment. Ultimate vertical loads and axial rotation moments were compared for specimens tested with and without rib stumps using two-tailed paired *t*-tests. A 95% level of significance was assumed.

RESULTS

The ultimate failure load or moment was recorded (Fig. 4, Table 2). In the vertical measurements, the transverse process fractured usually somewhere between the base and middle two-thirds, or became

mechanically insufficient. The ultimate load was 338 (SD = 128) N. For the axial rotation moment tests, transverse processes became mechanically insufficient as they were rotated posteriorly (the process that was being pulled toward the spinous process, $n = 40$), as they were rotated anteriorly (the process that was being pushed away from the spinous process, $n = 1$ with the rib stump attached), or both types occurred on the same specimen ($n = 2$, one with the rib stump attached and one without). The ultimate moment was $14.4 (\pm 4.5)$ Nm.

The ultimate axial rotation moment for specimens with rib stumps was significantly greater ($p = 0.01$) than that for specimens without stumps: $15.9 (\pm 4.1)$ Nm versus $12.5 (\pm 4.4)$ Nm. The ultimate vertical load for specimens with rib stumps was less than that for specimens without rib stumps, although this was not significant: $316 (\pm 110)$ N versus $353 (\pm 138)$ N, $p = 0.15$.

DISCUSSION

The biomechanics of the thoracic spine is complicated due to its complex geometry, varied material properties of its anatomic components, number of articulations, and interaction with the ribs and sternum, making computational modeling challenging.^{25,26} Spinal deformities requiring surgical correction have importance because the harmony, balance, and aesthetics of the spine must be corrected, but the surgical techniques for correction involve difficulties (e.g., large exposure and large and complex implant requirements). In the past, implants rapidly advanced, but the correction of the deformity remained difficult.²⁷ Introduction of pedicular and laminar hooks and transpedicular screws can have their own dangers such as hook penetration into the canal, screw break out through the bone, and vascular damage caused by screws.^{28–31} The advantage of the CD complementary implant (CAB hook) is that it is fixed onto both of the transverse processes simultaneously; therefore, the

Table 2. Summary of the Ultimate Force and Moments for the Thoracic Spine Specimens

Measurements used: 142				
	Vertical load		Horizontal vertebral rotation	
No. of measurements	99		43	
Average	338 N		14.4 Nm	
SD	128 N		4.52 Nm	
	Measurements used: 142			
	Vertebrae without rib stumps	Vertebrae with rib stumps	Vertebrae without rib stumps	Vertebrae with rib stumps
No. of measurements	57	42	19	24
Average	353 N	316 N	12.5 Nm*	15.9 Nm*
SD	138 N	110 N	4.4 Nm	4.1 Nm

* $p < 0.05$.

required load for a given moment should generally be $\sim 1/2$, since it is divided between the two processes. Also, it rests in an anatomically “safe” place as it is hooked onto the transverse process, and the end of the hook rests in the costotransversal joint. Penetration into the canal is less likely and, since the end of the hook is blunt, vascular damage is also less likely (Fig. 5). We have used the CAB hooks successfully in clinical practice.

The vertical and axial rotation loading capability of the transverse process is large enough to resist the force of the applied instruments.³² The average vertical compression load required for the mechanical failure of one transverse process was 338 N, and since in normal circumstances a vertebra has two transverse processes, and the CAB hooks are placed simultaneously on both, the ultimate failure force for the transverse processes of the vertebra should be 676 N. That is much larger than the intraoperative force reported by Nachemson (412 N). Since the cadaver segments, except for specimen 7, were old, we propose that this force would be even larger in the intraoperative setting.

Our results were $1\frac{1}{2}$ times larger for the transverse process of the thoracic vertebra than the result obtained by Arregui-Delamases et al.³³ for the lumbar vertebra. In their examination no significant difference was found between quasi-static and dynamic loading

rates. We used a loading rate of 0.5 mm/s, similar to their quasi-static rate (1 mm/s), which we consider to simulate intra-operative loading. The post-operative (physiological) loading rate is more similar to their dynamic rate, but without a significant difference, we concluded that both the intra- and post-operative loading capability of the transverse process of the thoracic spine would be similar.

A limitation of our study is that bone mineral density was not measured as the thoracic spinal segments were primarily from elderly donors. The ultimate failure loads and moments reported in our study may be less than those that would be expected for typically younger scoliosis patients. Despite this, based on the obtained values, we conclude that the transverse process can withstand significant loads during correctional maneuvers in scoliosis surgery.

REFERENCES

1. Goldberg CJ, Moore DP, Fogarty EE, et al. 2008. Scoliosis: a review. *Pediatr Surg Int* 24:129–144.
2. Kim HJ, Blanco JS, Widmann RF. 2009. Update on the management of idiopathic scoliosis. *Curr Opin Pediatr* 21(1): 55–64.
3. Stirling AJ, Howel D, Millner PA, et al. 1996. Late-onset idiopathic scoliosis in children six to fourteen years old. A cross-sectional prevalence study. *J Bone Joint Surg* 78A:1330–1336.
4. Soucacos PN, Zacharis K, Soultanis K, et al. 1998. Assessment of curve progression in idiopathic scoliosis. *Eur Spine J* 7:270–277.
5. Dobousset J. 2011. Reflections of an orthopaedic surgeon on patient care and research into the condition of scoliosis. *J Pediatr Orthop* 31:1–8.
6. Hongo M, Ilharreborde B, Gay RE, et al. 2009. Biomechanical evaluation of a new fixation device for the thoracic spine. *Eur Spine J* 8:1213–1219.
7. Miller F. 1995. Instrumentation rachidienne par tige en U dans le traitement des scolioses neuromusculaires. In: Puos JG, editor. *Instrumentation Rachidienne*, 1st ed. Paris: Expansion Scientifique Française; p 226–228.
8. Steib JP. 1995. Instrumentation SCS. In: Puos JG, editor. *Instrumentation Rachidienne*, 1st ed. Paris: Expansion Scientifique Française; p 121–124.
9. Zeller R, Arakelian F. 1995. Ostéosynthèse rachidienne avec vis pédiculaire. In: Puos JG, editor. *Instrumentation Rachidienne*, 1st ed. Paris: Expansion Scientifique Française; p 44–52.
10. Milon E, Meyer G, Reckendorf ZU, et al. 1995. Technique de mise en place des fils sous-laminaires. In: Puos JG, editor. *Instrumentation Rachidienne*, 1st ed. Paris: Expansion Scientifique Française; p 58–59.
11. Cotrel Y, Dubousset J, Guillaumat M. 1988. Instrumentation C–D (Cotrel–Dubousset) pour la chirurgie du rachis par abord postérieur. In: Privat JM, editor. *Ostéosynthèse Rachidienne*, 1st ed. Montpellier: Sauramps Médical; p 26–28.
12. Gray JM, Smith BW, Ashley RK, et al. 1991. Derotational analysis of Cotrel–Dubousset instrumentation in idiopathic scoliosis. *Spine* 16:S391–S393.
13. Krismer M, Bauer R, Sterzinger W. 1992. Scoliosis correction by Cotrel–Dubousset instrumentation. The effect of derotation and three dimensional correction. *Spine* 17:S263–S269.

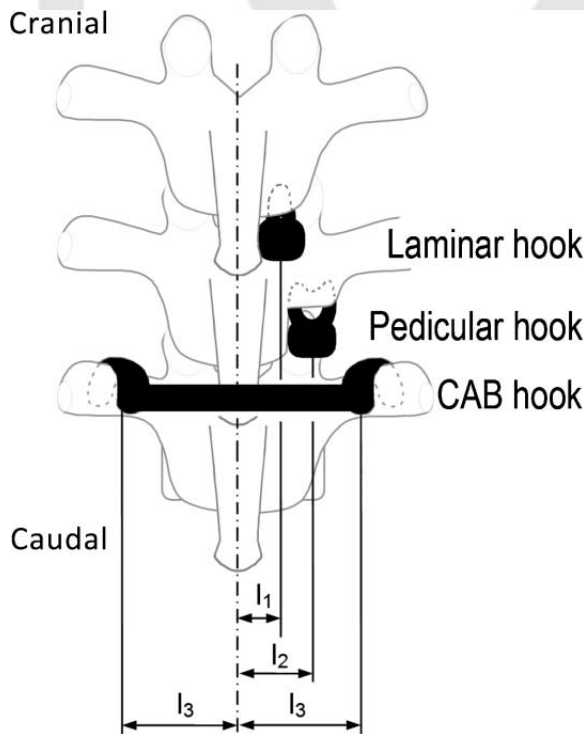


Figure 5. The positioning of the CAB hooks compared to laminar and pedicular hooks. l_1 , l_2 , and l_3 : the leverage of the different implants, where $l_1 < l_2 < l_3$. The leverage in the case of the CAB hooks is $2 \times l_3$, which is a significantly lower force required to achieve the same torque (horizontal vertebral rotation).

14. Cundy PJ, Paterson DC, Hillier TM, et al. 1990. Cotrel–Dubousset instrumentation and vertebral rotation in adolescent idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg* 72B:670–674.
15. Lenke LG, Bridwell KH, Baldus C, et al. 1992. Cotrel–Dubousset instrumentation for adolescent idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg* 74A:1056–1066.
16. Cotrel Y, Dubousset J, Guillaumat M. 1988. New universal instrumentation and spinal surgery. *Clin Orthop Relat Res* 227:10–23.
17. Cotrel Y, Dubousset J. 1984. Nouvelle technique d'ostéosynthèse rachidienne segmentaire par voie postérieure. *Rev Chir Orthop* 70:489–494.
18. Dubousset J. 1991. Assessment of the rotational deformity. In: Cañadell J, Forriol F, Cara JA, editors. *Idiopathic scoliosis update. Basic research and clinical concepts*. Pamplona: University of Navarra, Medical School Pamplona, p 311–316.
19. Csernátóny Z, Gáspár L, Benko" K, et al. 1997. Experimental studies for the surgical correction and fixation of dorsal spine deformities. *Acta Chir Hung* 36(1–4): 51–53.
20. Csernátóny Z, Szepesi K, Gáspár L, et al. 2002. Contradictions of derotation in scoliosis surgery using the CD principle. *Med Hypotheses* 58(6): 498–502.
21. Csernátóny Z, Szepesi K, Gáspár L, et al. 2000. The rotational preconstraint. *Med Hypotheses* 54(2): 203–206.
22. Csernátóny Z, Fekete Zs, Soós P, et al. 1999. Modified instrumentation of dorsal scoliosis. First clinical experience with CAB hook. *Magyar Traumat Ortop* 42:42–46.
23. Csernátóny Z, Goodship A, Szepesi K, et al. 2001. A complementary thoracic implant for the surgical correction of the scoliotic curve. A preliminary report. *Eur J Orthop Traumatol* 11:85–89.
24. Csernátóny Z, Hunya Zs, Sikula J, et al. 2008. The geometrical examination of the transverse process of the thoracic spine. *Biomech Hung* 1(1): 57–62.
25. Andriacchi TP, Schultz AB, Belytschko TB, et al. 1974. A model for studies of mechanical interactions between the human spine and rib cage. *J Biomech* 7(6): 497–507.
26. Belytschko TB, Andriacchi TP, Schultz AB, et al. 1973. Analog studies of forces in the human spine: computational techniques. *J Biomech* 6(4): 361–371.
27. Molnár Sz, Manó S, Kiss L, et al. 2006. Ex vivo and in vitro determination of the axial rotational axis of the human thoracic spine. *Spine* 31(26): E984–E991.
28. Guigui P, Blamoutier A. 2005. Complications of surgical treatment of spinal deformities: a prospective multicentric study of 3311 patients. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 91:314–327.
29. Katonis P, Christoforakis J, Aligizakis AC, et al. 2003. Complications and problems related to pedicle screw fixation of the spine. *Clin Orthop Relat Res* 411:86–94.
30. Kuklo TR, Potter BK, Lenke LG, et al. 2007. Surgical revision rates of hooks versus hybrid versus screws versus combined anteroposterior spinal fusion for adolescent idiopathic scoliosis. *Spine* 32(20): 2258–2264.
31. Brown B, Mciff T, Glattes R, et al. 2010. The effect of starting point placement technique on thoracic transverse process strength: an ex vivo biomechanical study. *Scoliosis* 5:14.
32. Nachemson A, Elfström G. 1971. Intravital wireless telemetry of axial forces in Harrington distraction rods in patients with idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg* 53A(3): 445–465.
33. Arregui-Dalmases C, Ash JH, Del Pozo E, et al. 2010. Characterization of the transverse and spinous processes: fracture forces under quasi-static and dynamic loading. *Biomed Sci Instrum* 46:154–159.

AQ1: Author: Please check the affiliation 2.



OKLEVÉL

A Debreceni Egyetem Orvos- és Egészségtudományi Centruma

Csernátony Zoltán, Molnár Szabolcs, Hunya Zsolt, Manó Sándor, Kiss László

„The biomechanical examination of the thoracic spine
the axial rotation moment and vertical loading capacity of the transverse process” című

Journal of Orthopaedic Research folyóiratban
megjelent dolgozatát (2011, 29:1904-1909) az

„ÉV LEGJOBB KLINIKAI TÉMÁJÚ TUDOMÁNYOS KÖZLEMÉNYE”

díjjal tüntette ki.

Dr. Szöllösi János
egyetemi tanár

tudományos elnökhelyettes

Dr. Paragh György
egyetemi tanár
centrumelnök

Debrecen, 2011. november 26.



A GERINCDEFORMITÁS KEZELÉSE NICOLAS ANDRY ELŐTT

Molnár Szabolcs¹, Skapinyecz János², Csernátóy Zoltán³¹Mutua Navarra, Spanyolország²Borsod-Abaúj-Zemplén Megyei Oktatókórház, Idegsebészeti Osztály³Debreceni Egyetem, Orvos- és Egészségtudományi Centrum, Ortopédiai Klinika

szabolcsmolnardr@gmail.com

A gerincdeformitás történeti leírása és kezelése több mint 5000 éves múltra tekint vissza. Kezelési stratégiájának alapvető filozófiája, a benne rejlő ellentmondások, valamint a kudarc lehetősége azonban mit sem változott az évezredek során a „vele foglalkozó” számos nagyszerű orvos, tudós és polihisztor személye ellenére.

A scoliosis kezelésére már az ősi **hindu** vallásos irodalomban kb. i. e. 3000–3500 találunk utalást. Sokféleképpen magyarázzák a fennmaradt rajzokat. Egyik magyarázat az *1. ábrára* az, hogy **Krishna** mechanikusan – álló helyzetben, szemben a beteggel, lábbal fixálva a beteg egyik lábát és őt az állánál felhúзва – egyenesítette ki a deformitást⁹.

Az első részletes és didaktikus sérültellátási útmutató (korunkban népszerűen használt „protokoll”) **Ó-Egyiptomban** íródott a gyakorló orvosok számára. Meglehető anatómiai, diagnosztikai és kezelési pontosságot, részle-



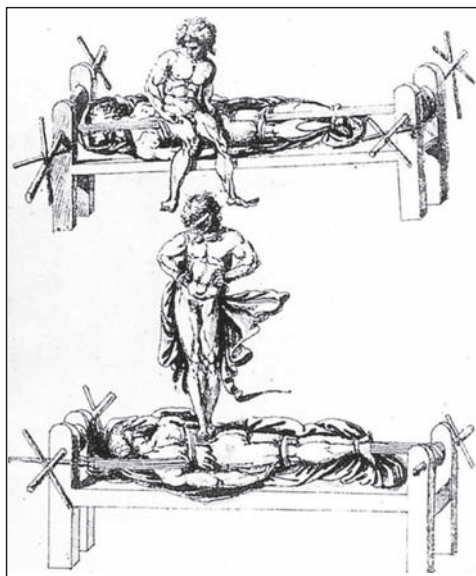
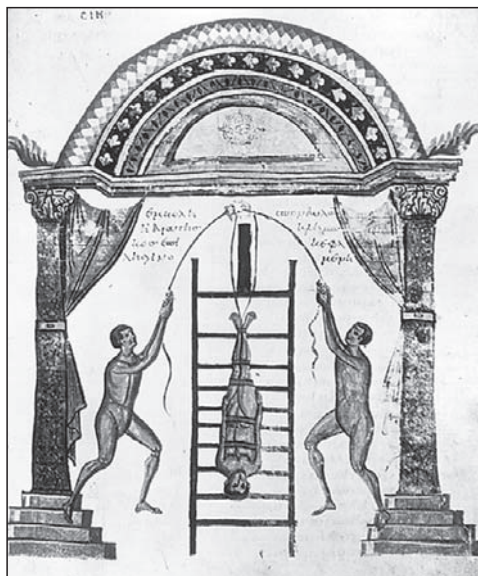
1. ábra. Krishna egyik követőjén – Kubján – segít, alkalmazva az első fennmaradt feljegyzést az axiális húzás alkalmazásáról gerincdeformitás esetén

teket, illetve tapasztalatot ismert az eredetileg kb. i. e. 2200–2600 között, több szerző által elkészített tanulmány¹⁸. Az építkezések, illetve harcok során szerzett sérülések ellátásának gyakorlati útmutatója szisztematikusan bemutatja a különböző testtájékok traumáját, ezek között igen részletesen taglalva a gerincet¹⁹. Összesen 48 trauma „protokollt” mutat be, amelyek közül hat gerincsérüléssel kapcsolatos. Sajnálatos módon a másolások során, illetve a történelem viharai következtében csak a nyaki gerincsérülések útmutatói maradtak ránk, a thoracolumbalis szakaszról írottak elvesztek. Leírja a dislocatio és a „burst” (robbanásos) törés fogalmát, sérülésük mechanizmusait és neurológiai következményeit¹³. Bár ismereteiket elsősorban a mumifikálás során szerzett gyakorlatuknak köszönhetőek, tapasztalataikat átültették a gyakorlatba: alkalmazták a hosszú csontok törésénél a repositio és immobilizáció elvét. A spinalis traumát illető elveik 4500 évig megállták a helyüket! A dokumentumot **Imhotep** főpap munkájának tartják, aki századokkal azelőtt élt, mint azt a fennmaradt tekercs nyelvezete bizonyítja. Számos szerző adta tovább tudását egymásnak, de a történelem számára megőrzött műregek az i. e. 17. századból való (nevét Edwin Smithről, a megtaláló régészről kapta).

Hippokratész (i. e. 460–370?) az ókori Görögország fénykorában, Kos Szigetén élt és alkotott. Az általa jegyzett 12 kötetes könyvben, Corpus Hippocraticum, foglalta össze az antik görög orvosi tudást. Ebben az esetben is valószínűsíthető, hogy a szerző bár kimagasló személye volt az általa leírt tanoknak, mégis inkább

szerkesztője volt a könyvnek, hozzátéve saját tapasztalatát és tudását¹⁷. Annak ellenére, hogy a betegségek patológiai okának elsősorban a humorális, mintsem a strukturális eltéréseket tartotta, neki tulajdonítjuk a scoliosis posturalis és muscularis teóriájának alapjait, amely tanok két évezred során is megállták a helyüket. Az általa alapított és vezetett iskolában (Asclepion) különös figyelmet fordítottak arra, hogy először elméleti tudást kell szereznie annak, aki a gerinc eltéréseit akarja gyógyítani¹³. Három szakaszra osztotta a gerincet: a kulcscsont feletti részre, a mellkasi szakaszra, valamint a mellkas és medence között elhelyezkedő csigolyákra. Ebből következően a keresztcsontot és a farokcsontot nem tartotta a gerinc részének, de amikor a gerinc görbületeiről értekezett, megemlítette ezen szakaszokat is. Használta az „ithioscoliosis” kifejezést, amely arra utal, hogy a gerinc egyenes a coronalis síkban, de görbületei vannak sagittalis irányban. Megfigyelte, hogy a cervicalis és lumbalis lordosis fiziológiás görbületek, a keresztcsont pedig a medencében lévő szervek védelmét biztosítja.

A gerinc a felegyenesedett tartást szolgálja, és meghatározza a test alakját is¹³. Leírta a discusok, szalagok és izmok jelentőségét a gerinc „egyben tartására”, felismerte, hogy a processus spinosus törése elhanyagolható jelentőségű, azonban kiemelte, hogy a csigolyatörés a gerincvelő sérülése miatt sokszor halálos. Megállapította, hogy a dislocatiós sérülések ideális kezelése a repositio lenne. Ő volt az első az írott medicina történelmében, aki kapcsolatba hozta a tuberculosis spinalis kiterjedését és a gibbus kialakulását (a leggyakoribb nem-traumás eredetű kyphosis okaként a tuberculo-ticus gibbust tartotta), amelynek két változatát ismertette: a diaphragma alatti és feletti deformitást. Leírta a spondylitist, posttraumás kyphosist és a scoliosist is¹³. Ezek alapján a gerinc eltéréseit a következő csoportokba osztotta: traumás vagy nem-traumás kyphosis, scoliosis, „burst” (robbanásos) törés, csigolya dislocatio és a processus spinosusok törése. Megfigyelései közé tartozott, hogy a pubertásban kialakuló gerincdeformitás sokkal prominensebb, mint a későbbiekben kialakuló (törzs-végtagok dis-



2. ábra. Hippokratészi létra és felfüggesztés, valamint hippokratészi tábla a spinalis deformitás korrekciójára: elterjedt kezelési segédeszközök az ókori Görögországban¹⁹

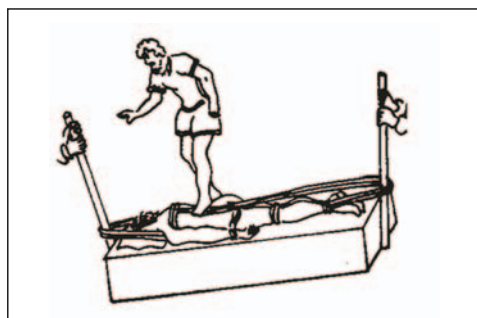
proporcionális növekedése). Felismerte, hogy a friss sérülés korai repositiója – még a vérömleny kialakulása előtt – egyszerűbben véghezvihető. Az általa felállított kezelési módszer: húzás közben spinalis manipuláció – széles körben elterjedt volt kora Görögországban¹¹, és az általa is kihangsúlyozott hiányosságai, illetve hátrányai ellenére egészen az i. sz. XV. századig használt kezelés volt (2. ábra).

Arisztotelész (i. e. 384–322) a leginkább ismert ókori görög filozófus / tudós / polihisztor, a Trójához közeli Assosban alapította meg iskoláját. A korabeli görög kultúrának megfelelően kiemelt jelentőséget tulajdonított a testmozgásnak és a sportnak. Az emberi testet és mozgást vizsgálva, megfigyelései alapján az első biomechanikusnak nevezhetnének¹³.

Aulus (Aurelius) Cornelius Celsus (i. e. 25–i. sz. 50) a ránk maradt történeti leírások alapján inkább volt – mai kifejezéssel élve – orvos-történész, mint orvos, de a gerincsebészetet illető megfigyeléseiben megemlítette, hogy a nyaki gerincsérülés légzészavarral vagy halállal végződik, az ágyéki gerincsérülés pedig paraparesissel vagy incontinentiával. Az általa javasolt kezelési módszer immobilizáció és külső rögzítés volt¹³.

Galenus (kb. 129–201) elődje, Hippokratész tanait és elveit követte azzal a különbséggel, hogy az anatómiai eltérésekre helyezte a hangsúlyt. A görögországi Pergamonban született (innen ered neve is Pergamoni Galenus) és a görög iskolán nevelkedett, majd Rómába ment, és Marcus Aurelius udvari orvosa lett. A két kultúra szemléletét ötvözve lerakta a gyakorlati élettan alapjait. Elsőként definiálta a locomotor apparatust és demonstrálta közte és az idegrendszer közötti kapcsolatot¹³. Lehetősége volt – a középkori tiltás előtt – tanítványaival együtt boncolások végzésére. A mai tudásunk számára a leginkább megdöbbentő ismerete az volt, hogy a spinalis szegumentumokhoz meg-

felelő neurológiai tüneteket tudott hozzárendelni¹⁷ – ez még akkor is lenyűgöző, ha tudjuk, hogy ezen tapasztalatait állatkísérletek során szerezte! Ő használta először a scoliosis, lordosis és kyphosis kifejezéseket; identifikálta a csigolyák számát szegmentumok szerint, leírta a ligamentum flavumot, és elkülönítette a dura és pia matertől. Őt tekintjük a gerinc-tanulmányozás úttörőjének, aki természetesen kezelte is betegeit (3. ábra): a terápia során axialis húzást és direkt nyomást használt¹². A gladiátorok „hivatalos” orvosa/sebésze volt, tehát őt a mai sportorvoslás atyjának is tekinthetjük¹³. Értette a gerinc flexibilitását, amelyet apró egységeinek, a csigolyáknak köszönhet; hangsúlyozva, hogy ennek a flexibilitásnak köszönhető a döntés vagy a hajlás során a gerincvelő védelme, ugyanakkor ez a flexibilitás felelős a gerinc sérülékenységéért is baleset során. Tapasztalatainak összefoglalását könyvében ismertette. Mi sem bizonyítja jobban tudását, mint az 1300 évvel később kiadott „Galen’s de anatomicis administrationibus” (Párizs 1531).



3. ábra. Galenus scoliosiskezelési módszere

A kultúra és ezen belül is a medicina „természetes” fejlődését Európában gátolta a „sötét középkor”. Ezen időszak alatt a Földközi-tenger medencéjének közelében a korábbi tudás fennmaradt, és továbbadták, hatalmas űrt betöltve a későbbiek során, megalapozva a reneszánsz kori újrafelfedezést¹³. A tudás megőrzésének ebben az időben **Bizánc**, majd az **arab kultúra** volt a letéteményese. Ebből a korszak-

ból is szeretnénk kiemelni néhány orvost, akik rendkívüli módon hozzájárultak a korábbi tapasztalatok fennmaradásához, és utat mutatnak követőiknek.

Aeginai Paulus (625–690) a bizánci időszak alatt született egy görög szigeten Aeginán, majd Alexandriában tanulta az orvostudományt, és ott is gyógyított még azután is, hogy az arab invázió (642) elfoglalta a várost. A történelmi és földrajzi útkeresztesződésben alkotó Paulus, megismerve az egyiptomi, latin, görög és arab medicinát, az *Epitome* című hétkötetes könyvében foglalta össze az akkori tudást⁸. Könyvének hatodik kötete foglalkozik a sebészettel. Hippokratész módszerét továbbfejlesztve ő volt az első, aki felismerte a gerincvelőcompressiót okozó spinalis törés decompressiójának jelentőségét – húzás mellett hasprés. Nem találunk jelzőket ennek a ténynek a megfogalmazására és kihangsúlyozására 1400 év távlatából¹⁵!

Abu Qasim Khalaf Ibn Abbas Al Zahrawi (936–1013), akit a nyugati világban **Abulcasis** vagy Zahrauius néven ismertek, a tündöklő virágkorát élő Al-Andalus Mór állam területén, a mai Spanyolországban, Córdoba városa mellett született arab szülők gyermekeként. Az első évezredforduló környékén írta híres könyvét, az „Al Tasreef Liman 'Ajaz 'Aan Al-Taleef”-et, amelyben külön fejezet foglalkozott a gerinc sérülésekkel és dislocatiókkal². Korának kimagasló sebészeként a Córdoba-i Egyetemen adta át tapasztalatait a hallgatóknak, illetve Európa számos részéből érkeztek hozzá a gyógyulni vágyó betegek. Sebészi eszközöket talált fel, és leírta a következő eltérések: ischias, gerincfájdalom, scoliosis és spinalis dislocatio kezelését¹³.

A mai Közel-Keleten, az iszlám aranykorában tevékenykedett Ibn Sena (980–1037), vagy ahogyan a nyugati világban ismerték, **Avicenna**. Az általa arabul, ottomán törökül és perzsául írt

Al-Qanun Fi Al-Tibb („The Canons of Medicine” vagyis „Az Orvostudomány Szabályai”) számított Európa és a Közel-Kelet orvosi egyetemeken sokáig a tananyagnak, kultúrtörténeti hidat képezve a két különböző világ között. Latin fordítását 1473-ban, héber változatát 1491-ben adták ki. Első kötete a gerinc és a csigolyák szisztematikus anatómiai leírásából áll. A mai napig is használt elnevezésekkel illette a szegmentumokat: cervicalis, thoracalis, lumbalis, sacralis és coccygealis rész. Tisztázta a gerinc anatómiai és biomechanikai tulajdonságait, részletesen leírva a mozgás szegmentumok flexiós, extensiós és lateralductiós elmozdulásait. Különös figyelmet fordított a craniocervicalis átmenet biomechanikájának és mozgásainak¹³. A könyv harmadik és negyedik kötetében foglalkozott a gerinc betegségeivel, traumájával, a gerincvelő-sérülésekkel és azok kezeléseivel¹. Spinalis trauma utáni repositiós technikákat is leírt, amelyek miatt kialakult egyes paraplegiás szövődményeit kritikusai a „szemére vetik”. Védelmében szeretnénk felhozni, hogy tudása miatt valószínűleg a legnehezebb beteganyag kereste fel őt a gyógyulás reményében.

A középkori Franciaországban élt, alkotott és gyógyított **Henri de Mondeville** (1260–1320) és tanítványa **Guy de Chauliac** (1300–1368), akik Hippokratész elveit követve, a modern sebészet úttörői közé tartoztak¹⁶. Előbbi nevéhez kötődik a Montpellier-i Egyetemen a sebészet megalapítása, utóbbi Avignonban tevékenykedett, és 8 kötetes könyve a „Chirurgica Magna” a XVII. századig alpműnek számított a szakmában⁶. Első fejezetében az anatómiával, második fejezetében többek között a törésekkel és dislocatiókkal foglalkozik; a harmadik fejezetben pedig a kezeléssel, megemlítve a húzás fontosságát és a gerincvelő-sérülés után kialakuló paralyssist¹⁰.

Serefeddin Sabuncuoğlu (1385–1468?) a szerzője az (Oszmán) Birodalom Sebészete cím-

mel megjelent könyvnek (Cerrahiyyet |adu\ 'l-haniyye), amely II. Mehmed Szultán kérésére íródott törökül. A könyv összefoglalta a görög, római, arab és török sebészeti eredményeket. A 3. fejezetben leírja a húzatásos technikát a gerinctráuma kezelésére. Az általa leírt kezelési módszer a nyugati irodalomban csak egy évszázaddal később jelent meg – Ambroise Paré tollából⁵.

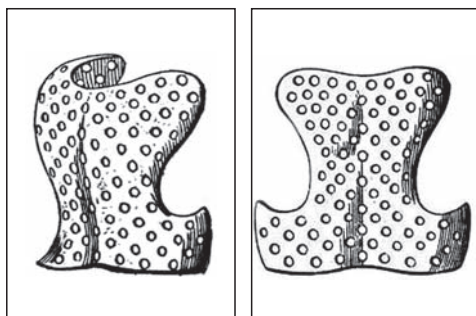
A reneszánsz korában a tudományok új lendületet kaptak. Újra felfedezték az ókori görög és latin tudományos alkotásokat – amelyeket az arab könyvtárak őriztek, és külön oktatási és tudományággá vált az anatómia¹⁷.

Andreas Vesalius (1514–1564), a belga anatómus, 1543-ban jelentette meg „De Humani Corporis Fabrica” című részletes anatómiai könyvét, amely – az általunk addig ismert – legintegráltabb és legpontosabb anatómiai leírásokat tartalmazta. A gerincet aprólékos részletességgel írja le – részben megismételve Galenus, Avicenna és da Vinci ismereteit –, új ismereteket rendelve a porckorongokhoz. Könyvét a modern medicina előfutárának tartják¹⁴.

A Pádúai Egyetemen oktatott 23 éves korától, és vezérelve az volt, hogy anatómiai ismeretekre csak a boncolás során lehet szert tenni³.

Ambroise Paré (1510–1590) volt az első, aki gerincdeformitások kezelésére fűzőkezelést végzett. Az általa kiadott 17. könyv tartalmazza a scoliosisról való értekezését, amelyet feminin dominanciájának talált. Ő írta le elsőként a

congenitalis scoliosist is. A felnőtt betegeknek Hippokratész módszerét ajánlotta, de gyerekeknek ő javasolt először fűzőkezelést (4. ábra). Az általa használt „corset” egy évszázadon keresztül volt használatban²⁰.



4. ábra. Ambroise Paré – fűző oldal- és előlnézetből. Egy évszázadot élt meg orthesisé²⁰

Francis Glisson (1597–1677) aki Cambridgeben, majd Oxfordban tanult és tanított. A „Királyi Társaság” tagjaként heti rendszerességgel tartott kollégáival megbeszéléseket. Hét társával együtt 1650-ben adta ki „De Rachitide” címmel értekezését, amelyben elemzi a betegségben létrejött gerincdeformitást. Megfigyelte, hogy ez az akkor újonnan feltűnt betegség az „angolkór”, valószínűleg az urbanizációnak köszönhető, nem congenitalis, nem öröklött és nem is fertőző⁴.

Munkánkat pedig Wass Albert soraival szeretnénk zárni: „Az a dolgom, hogy hidat építsek a múlt és a jövő között. És hogy ennek a hídnak a pilléreibe beleépítsek mindent, amit a múltból a jövőbe átvinni érdemes.”

IRODALOM

1. Aciduman A, Belen D, Simsek S. Management of spinal disorders and trauma in Avicenna's Canon of medicine. Neurosurgery 2006;59(2): 397–403.
2. Amr SS, Tbakhi A. Abu Al Qasim Al Zahrawi (Albucasis): pioneer of modern surgery. Ann Saudi Med 2007;27(3):220–1.

3. *Benini A, Bonar SK.* Andreas Vesalius: 1514–1564. *Spine* 1996;21(11):1388–93.
4. *Dunn PM.* Francis Glisson (1597–1677) and the “discovery” of rickets. *Arch Dis Child Fetal Neonatal* Ed 1998;78:F154–F155.
5. *Elmac I.* Color illustrations and neurosurgical techniques of Serefeddin Sabuncuoğlu in the 15th century. *Neurosurgery* 2000;47(4):951–5.
6. *Forrest RD.* Early history of wound treatment. *J R Soc Med* 1982;75(3):198–205.
7. *Gochfeld M.* Chronologic history of occupational medicine. *J Occup Environ Med* 2005;47(2):96–114.
8. *Gurunluoglu RD, Gurunluoglu, Aslin BS.* Paulus Aegineta, a seventh century encyclopedist and surgeon: his role in the history of plastic surgery. *Plast Reconstr Surg* 2001;108(7):2072–9.
9. *Kumar K.* Spinal deformity and axial traction. *Spine* 1996;21(5):653–5.
10. *Lifshutz J, Colohan A.* A brief history of therapy for traumatic spinal cord injury. *Neurosurg Focus* 2004;16(1):E5.
11. *Marketos SG, Skiadas P.* Hippocrates: The father of spine surgery. *Spine* 1999;24(13):1381–7.
12. *Marketos SG, Skiadas PK.* Galen: A pioneer of spine research. *Spine* 1999;24(22):2358.
13. *Naderi S, Andalkar N, Benzel EC.* History of spine biomechanics: part I the pre-Greco-Roman, Greco-Roman, and medieval roots of spine biomechanics. *Neurosurgery* 2007;60(2):382–90.
14. *Naderi S, Andalkar N, Benzel EC.* History of spine biomechanics: part II – from the Renaissance to the 20th century. *Neurosurgery* 2007;60(2):392–404.
15. *d’Égine P.* On the vertebrae of the spine. In: Adams F. The Seven books of Paulus Aegineta, translated from the Greek, with a commentary embracing a complete view of the knowledge possessed by the Greeks, Romans and Arabians on all subjects connected with medicine and surgery. London: Sydenham Society of London, 1844:493.
16. *Pilcher JE.* Guy de Chauliac and Henri de Mondeville – A Surgical Retrospect. *Ann Surg* 1895;21(1):84–102.
17. *Sanan A, Rengachary SS.* The history of spinal biomechanics. *Neurosurgery* 1996;39:657–69.
18. *Sykes Ph.* The Edwin Smith papyrus (ca. 16th Century BC). *Ann Plas Surg* 2009;62(1):3–4.
19. *Vasiliadis ES, Grivas TB, Kaspiris A.* Historical overview of spinal deformities in ancient Greece. *Scoliosis* 2009;4:6.
20. *Williams AN, Williams J.* ‘Proper to the duty of a surgeon’: Ambroise Paré and sixteenth century paediatric surgery. *J R Soc Med* 2004, 97(9):446–9.

Dr. Molnár Szabolcs

Mutua Navarra

E–31012 Pamplona, Polígono Landaben calle E, n° 4., Spanyolország

Tel.: (+34) 948 19 44 00

GERINCDEFORMITÁS ÉS BIOMECHANIKA – TÖRTÉNETI ÁTTEKINTÉS LEONARDÓTÓL A „DA VINCI SZOFTVERIG”

Molnár Szabolcs Lajos¹, Szabó Ferenc János², Skapinyecz János³,
Skapinyecz Róbert⁴

¹Hospital Ernest Lluch, Calatayud, Aragon, Spanyolország

²Miskolci Egyetem, Gép- és Terméktervezési Tanszék

³Borsod-Abaúj-Zemplén Megyei Kórház és Egyetemi Oktató Kórház, Idegsebészeti Osztály

⁴Miskolci Egyetem

szabolcsmolnardr@gmail.com

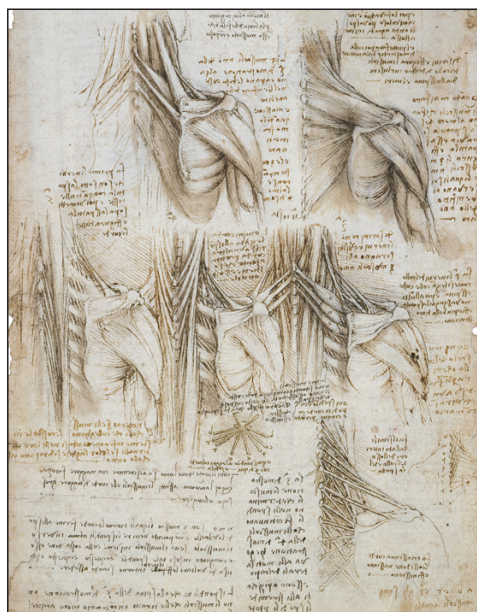
A gerincdeformitás kezelése Nicolas Andry óta tartozik az ortopédia keretei közé, amelynek az azt megelőző történetéről egy korábbi közleményünkben értekeztünk¹. Jelen munkánk célja a gerincdeformitás és biomechanika közös fejlődésének áttekintése Leonardo da Vincitől napjainkig.

A reneszánsz korában a tudományok új lendületet kaptak. Felfedezték az ókori görög és latin tudományos alkotásokat – amelyeket az arab könyvtárak őriztek – és külön oktatási és tudományos disciplinává vált az anatómia². Ekkor alakult ki a biomechanika, amelyben az anatómiát, matematikát és mechanikát kapcsolták össze. Ezen új tudományág evolúcióját a későbbiekben segítette az a tény, hogy egyre nagyobb figyelmet fordítottak a járás és az izmok működésének elemzésére³.

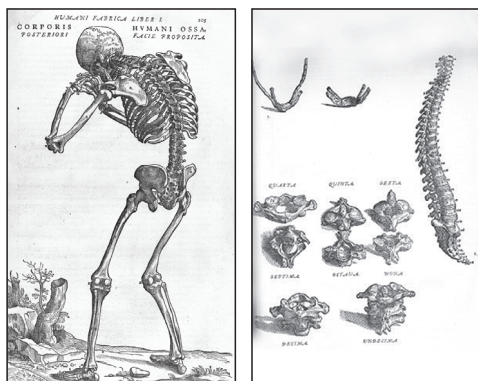
Ennek a kornak a felülmúlhatatlan zsenije Leonardo da Vinci (1452–1519), polihisztor, aki évszázadokkal előre mutató gondolatokat fogalmazott meg; úttörő kutatásokat és tanulmányokat végzett. Da Vinci művészként lett világhírű, de elsősorban mérnökként dolgozott és mérnöki munkáiból élt. A mechanika fejlődéséhez nagyban hozzájárult számos mérnöki munkájával, felfedezésével. Értette és használta az erővektor fogalmát, a súrlódási együtthatót és a szabadesést. Meg akarta érteni az izmok működését – több mint 750 rajzot készített 10 cadaver anató-

miai boncolása során. Ezekben a részletes rajzokon ábrázolta az ízületek, izmok, csontok, szalagok, inak és a porc dinamikus működését⁴.

Szemléletét jellemzi „De Figura Humana” című könyve, amelyben mechanisztikus irányból közelítette meg az emberi testet^{2,5}. Elemmezte az emberi test gerinc által létrehozott stabilitását; az emelőkarok szerepét a mozgásban, valamint a járást (1. ábra).



1. ábra. Leonardo da Vinci „De Figura Humana”
könyvéből a gerinc ábrázolása



2. ábra. Vesalius De Humani Corporis Fabrica

Andreas Vesalius (1514–1564), a belga anatómus, 1543-ban jelentette meg „De Humani Corporis Fabrica” című részletes anatómiai könyvét⁶, ami az általuk addig ismert anatómiai leírások legintegráltabb és legpontosabb összefoglalása (2. ábra). A gerincet aprólékos részletességgel írja le, új ismereteket rendelve a discus intervertebralisokhoz³.

A reneszánsz korban élő **Ambroise Paré** (1510–1590) volt az első, aki fűzőkezelést végzett. Az általa kiadott 17. könyv tartalmazza a scoliosisról való értekezését⁷. A felnőtt betegeknek Hippokratész módszerét ajánlotta – húzás közben spinalis manipuláció –, de gyereknek ő javasolt először fűzőkezelést¹.

Galileo Galilei (1564–1642) a medicina elsjátítása után lett fizikus, és alapvetően befolyásolta kora biomechanikájának fejlődését. A Pádúai Egyetem oktatójaként a természet törvényeinek megértéséhez a matematikát nélkülözhetetlennek tartotta. A csontok mechanikai tulajdonságait vizsgálva hozta létre a kinéziológia alapjait⁸.

René Descartes (1596–1650) francia filozófus, elsősorban a fájdalom élettanával foglalkozott, Galilei tanait követte, és az emberi szervezet működését tisztán mechanikusan szemlélte. L’Homme című munkáját 1633-ban fejezte

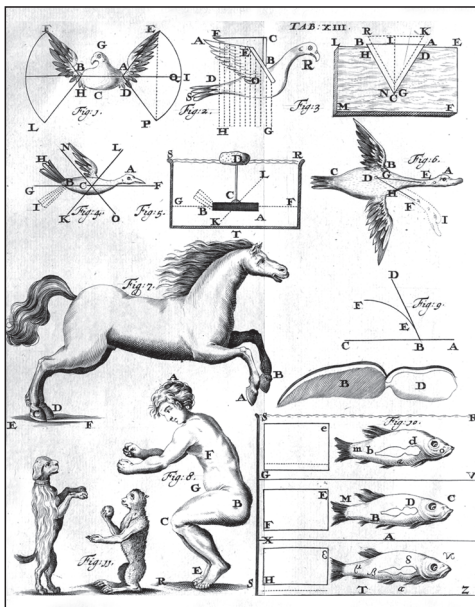
be, de amikor hírt kapott az általa nagyon tisztelt Galilei inkvizíciójáról, elégette azt. Latin nyelvű kiadása 1662-ben jelent meg. Tanulmányai indirekt módon járultak hozzá a biomechanika fejlődéséhez⁹.

Francis Glisson (1597–1677), Londonban a „Királyi Társaság” tagjaként heti rendszerességgel tartott kollégáival megbeszéléseket. Hét társával együtt 1650-ben adta ki „De Rachitide” címmel értekezését, amelyben elemzi a betegségben létrejött gerincdeformitást¹⁰.

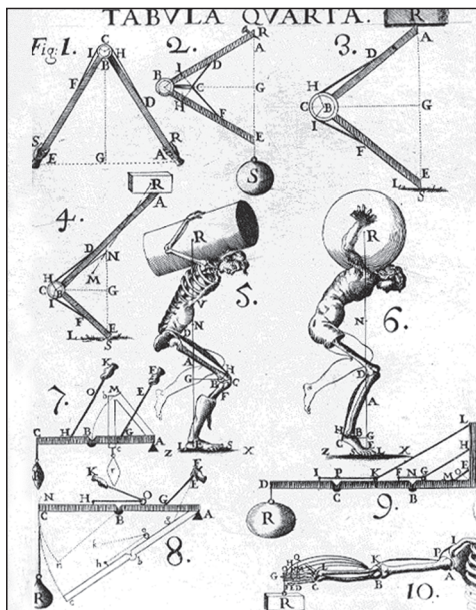
Giovanni Alfonso Borelli (1608–1679) matematikus, fizikus volt az első, aki a mechanika törvényeit medicinális keretek közé foglalva megalkotta a „iatromecanica” fogalmát, amely az orvostudományban alkalmazott mechanikai sajátosságokat foglalta össze. Galilei tanait sajátította el Galilei egyik tanítványától (Castellitól). A Pisai Egyetemen, mint professzor találkozott Malpighivel, akivel rendkívüli módon inspirálták egymást határterületük fejlődésében. A gerinccel kapcsolatban felállította a „rotációs és translációs egyensúly” téziseit³. Krisztina svéd királynő által posthumus kiadott „De Motu Animalium” című könyve számít az első biomechanikai könyvnek². A 3. ábrán is látható a gerinccel kapcsolatos mechanikai modellezése.

Borelli pontos számításokat végzett a spinalis izmokkal és intervertebralis discusokkal kapcsolatban is. Vizsgálta a stabilitást, az eredő erőket, és ő volt az első, aki kísérletesen meghatározta a súlypontot (4. ábra), valamint 200 évre elég lendületet adott a biomechanikának.

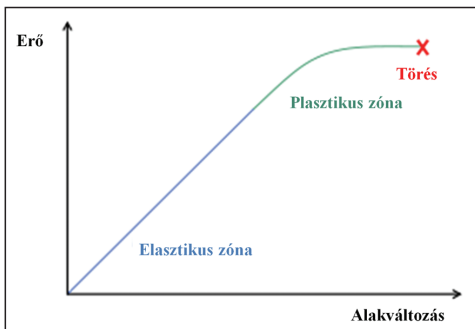
Robert Hooke (1635–1703) írta le az elasztikus és plasztikus deformáció, valamint a szakítópont (ultimate failure) törvényét³, amelyet a mindennapi ortopéd sebészi gyakorlatban leggyakrabban az ín-izom és szalagszakadásoknál, valamint a műtétiimplantátum-rendszerek és csont közötti kölcsönös deformálódásnál



3. ábra. Vázlatok Borelli „De Motu Animalium” című posthumus kiadott könyvéből



4. ábra. Biomechanikai számítások a különböző helyzetekben



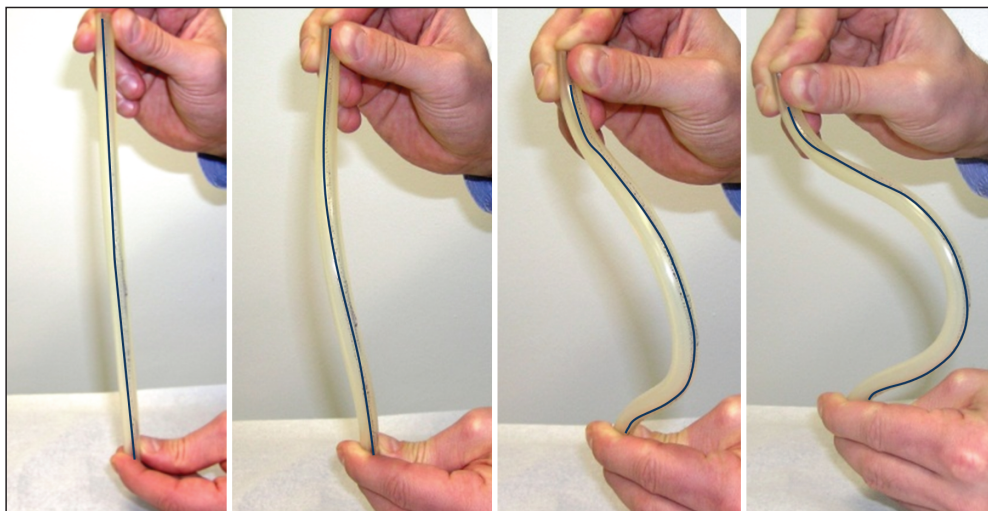
5. ábra. Alakváltozás (deformálódás) az erő függvényében

láthatunk, tapasztalhatunk¹¹. A biológiai szövet alakváltozását leíró jól ismert grafikon az 5. ábrán: alakváltozás (deformálódás) az alkalmazott erő függvényében¹².

Isaac Newton (1642–1727) kiemelkedő fizikus volt, a biomechanika fejlődéséhez indirekt módon járult hozzá: a fizikai törvények leírásához használt matematikai szemlélettel (integrálás, deriválás) forradalmi újításokat veze-

tett be. Az általa definiált kinetikai és dinamikai tételek (I., II., III. tétel) szolgáltak alapul a későbbiekben a biomechanikai mozgások, kölcsönhatások leírásához¹³.

Leonhard Euler (1707–1783) rendkívül termékeny és sokoldalú tudós, akinek nevével középiskolás matematikatanulmányaink során találkozhattunk először (számelmélet, analitikus geometria, trigonometria)¹⁴. Példaértékű azon szintetizálási képessége, amellyel a svájci, orosz, majd porosz szemléletet elsajátította, és gyakorlati problémákra kereste az elméleti választ (pl. a köningsbergi hidak ihlette gráfelmélet és Euler-tétel kidolgozása). 1736-ban publikálta a „Mechanica Sive Motus Scientia Analytice Exposita”-t, amelyben analitikus megközelítéssel vizsgálta a mechanikát és a mozgást. Leírta a csigolyákra ható kompressziós erő fogalmát, amely bizonyos körülmények között instabilitáshoz vagy mechanikai elégtelenséghez vezethet¹⁵. 1757-ben határozta meg a rugalmas kihajlás differenciálegyen-



6. ábra. Euler–Tetmajer-féle kihajlás. Fokozatos nyomóerőt létrehozva először „sagittalis görbület”, majd „axiális rotáció” jön létre. Az elvi „dorsalis rész” görbül és csavarodik jobbra. Kék vonallal ábrázoltuk a gumicsövön a processus spinosusok elméleti helyzetét.

létét. A kihajlás az a mechanikai jelenség, amely keresztmetszetéhez képest hosszú egyenes rúd (jelen esetben gerinc) tengelyébe eső, megfelelően nagy nyomóerő hatására bekövetkezik. A nyomóerő növelésével egy bizonyos kritikus értéknél a rúd elgörbül, kihajlik, majd eltörik. A rúdra merőleges kis nyomóerő esetén a nyomott rúd meggörbül, ugyanakkor stabil egyensúlyi helyzetben van¹⁶. A törvényt a magyar származású Tetmajer Lajos egészítette ki a plasztikus kihajlás meghatározásával, ami már alkalmas a gerincdeformitások rugalmassági modelljeinek kalkulálásához¹⁷. Gyakorlati jelentőségét a 6. ábrán szemléltetjük.

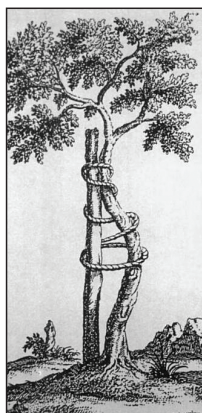
A fenti elvek mellett tisztázták a különböző típusú kihajlásokat. Ez számunkra azért fontos, mert ezáltal alkalmas a *flexiós-torziós*, valamint a *lateral-torziós* kihajlás modellezésére is.

A *flexiós-torziós* kihajlás kompressziós hatás mellett jön létre hajlás és csavarodás eredményeként, például láncban álló elemek, valamint kettős görbületek esetén.

A *lateral-torziós* elhajlás akkor jön létre, amikor egy szimpla rudat flexióban terhelünk úgy, hogy a tetején nyomást, az alsó részén pedig tenziós feszültséget hozunk létre (vagyis megtartjuk fix pontként).

Ezen törvények alkalmasak a rotációval kísért görbületek kialakulásának leírására.

Nicolas Andry (1658–1742) francia gyermekgyógyász, 1741-ben adta ki könyvét az „Orthopaedia”-ról (7. ábra), amely alapként szolgált a későbbi nemzedékek ortopédiai tanulmányainak és tankönyveinek¹⁸. Ő aszimmetrikus izom feszülést feltételezett a scoliosis háttérében és pihentetéssel, fel-



7. ábra. Az ortopédiai tankönyvekből 1741 óta kihagyhatatlan szimbólum

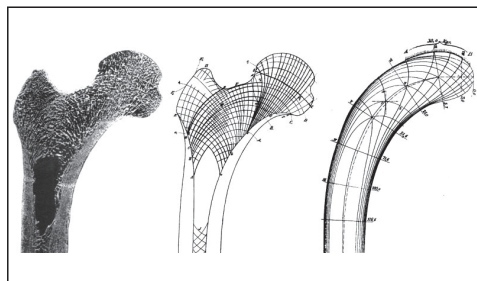
függesztéssel, posturalis gyakorlatokkal és párnázott korzettel végezte a scoliosis kezelését¹⁹.

Andry feltételezése a XX. század második felében nyert bizonyítást. Az „idiopathiás” scoliosisok egy részében valóban az aszimmetrikus izomfeszülés játszik döntő szerepet. A gerinc két oldalán eltérő az izmok rostösszetétele, s amelyik oldalon többségben vannak az I. típusú rostok, arra húzzák el a gerincet²⁰. A paravertebralis muscularis izomegyensúly felborulása egy olyan patológiai helyzetet eredményezhet, amely a posturalis reflexekkel és a testtömeg által okozott vertikális terheléssel együtt scolioticus görbületet hozhat létre²¹.

A XIX. század elején születtek Lipcsében a **Weber testvérek** (Ernst Henrik, Wilhelm Eduard és Eduard Friedrich Wilhelm), akik az izomműködés biomechanikájával foglalkoztak. Leírták a csontok erőkar szerepét. Meghatározták a gravitációs középpont (súlypont) mozgását. 1827-ben Ernst publikálta az emberi gerinc mozgásával kapcsolatos biomechanikai megfigyeléseiket²². Szintén németül jelentették meg 1836-ban az emberi járásról szóló monográfiájukat²³. Munkásságuk lényege az izomműködés mechanikájának tudományos alapokon történő leírása.

Christian Wilhelm Braune (1795–1878) és tanítványa, **Otto Fischer** (1861–1917) is elsősorban a járás analízisével foglalkozott²⁴, ami miatt mégis itt említjük őket, az a súlypont mozgás közben való viselkedésével kapcsolatos tanulmányaik. Kísérleteik során külső koordináta-rendszerhez viszonyították a vizsgált test viselkedését, valamint a mozgást 4 kamerás rendszerrel rögzítették és a fotókat analizálták⁸. Ezzel az egyszerű kivitelezéssel és pontos analizálással példát mutattak arra, hogy egyszerű felszereltséggel, de megfelelően előkészített vizsgálatokkal és pontos analízissel is számottevő eredményeket lehet elérni.

Julius Wolff (1836–1902) berlini ortopéd sebész, aki doktori tézisét Langenbecknél írta a csontképződésről. 1890-ben nevezték ki a Berlini Egyetemen az ortopéd tanszék professzorának. 1892-ben publikálta könyvét a csontremodellációról, amelynek máig is használt legfőbb megállapításai a következők voltak: „minden a csont alakjában es/vagy funkciójában bekövetkezett változás meghatározott, a matematika törvényeinek megfelelő, mikromajd secunder módon makrostrukturális elváltozásokat hoz létre (8. ábra). A struktúra a funkció fizikai megjelenése. Patológiai körülmények között a struktúra és a forma változik a megváltozott behatásoknak megfelelően”²⁵.



8. ábra. Wolff trajektoriális elmélete – talán a leggyakrabban ábrázolt helyen – a femur proximális részén

A XX. század elején a tudományok egyre szélesebb és integráltabb alapokat kaptak, képzésük és művelésük is kezdett különválni (egyre kevesebb polihisztorral találkozhatunk), ugyanakkor különállóan lendületes fejlődésnek indultak. Az olyan területek, mint a biomechanika, az orvosok és mérnökök kollaborációján múlott és jelenleg is azon múlik. A publikáció általános elterjedésével a tudás univerzálisan elérhetővé vált, amely az ismeretek exponenciális terjedéséhez és fejlődéséhez vezetett. A pozitív ösztönzők mellett azonban sajnálatos módon több negatív ok is vezetett a gerinc biomechanikai vizsgálataihoz és az arról szerzett tudás gyarapodásához.

Wood-Jones 1913-ban közölt vizsgálatokat az akasztásos halállal kapcsolatban, mégpedig arra az eredményre jutva, hogy a submentalis elhelyezett csomó hozza létre az ún. „Hangman’s törés”-t, míg az oldalt (subauricularis) elhelyezett csomó koponyaalapi töréssel okoz halált – ez kegyeleti okokból volt fontos a haláltusa rövidítése miatt²⁶.

Sajnálatosan áldozatait a két világháború és a motorizáció is szedte. A maradandó sérülést szenvedett túlélők többletigényei szintén lendítettek a biomechanika előrehaladásán.

Jules Amar (1879–1935) biomechanikai vizsgálatokat végzett mozgássérült francia háborús veteránok járás és célzott feladat végrehajtása közben. 1914-ben publikálta franciául, majd 1920-ban angolul eredményeit²⁷.

A II. világháború német bombázóinak kaptululése alkalmatlannak bizonyult arra, hogy menekülés és mentés során megfelelő védelemmel lássa el a pilóták törzsét (thoracolumbalis gerincsérülés veszélyét okozva), így az e témát tanulmányozó Siegfried Ruff vizsgálatai hozzájárultak a gerinc biomechanikájának az előrehaladásához²⁸. A szövetségeseket is nagyban érintette ez a kérdés: Európában **Olof Perey** svéd és **Martin-Baker** angol szerzők, az USA-ban pedig a légierő szakemberei végeztek kísérleteket a gerinc „ellenálló képességének” mérésére. A detroiti Wayne State Universityn **Lissner HR** (1908–1965) mérnök és **Gurdjian ES** (1900–1985) idegsebész kooperációjából számos, a gerinc biomechanikájával foglalkozó tanulmány született³.

Friedrich Pauwels (1885–1980) nevével elsősorban a csípő biomemechanikája kapcsán találkozhatunk, ugyanakkor az általa szisztematikusan kidolgozott musculosceletalis mechanika elvei máshol is megállják a helyüket. A csont és izmok közötti interakciókat tanulmányozva írta le a spongiosa nagyobb alkal-

mazkodóképességét, amely lehetővé teszi a csigolyáknak a flexióhoz és rotációhoz való jobb alkalmazkodást²⁹.

Nikolai Aleksandrovich Bernstein (1896–1966) orosz tudós, aki a központi idegrendszer mozgást szabályozó működését tanulmányozta, hangsúlyt fektetve a biomechanikai igények támasztotta exogén faktorokhoz való alkalmazkodás szükségességére. Pavlovval ellentétes nézetei miatt támadták, kísérletei abbahagyására kényszerült³⁰. Modellezései során bebizonyította, hogy az élő test súlypontja megközelítőleg a térfogati középpontjában van³¹. Kutatásai egyik érdekes vetülete a futók súlypontjának vizsgálata, amelyből levont következtetéseit a gyakorlati edzésmódszerekben is alkalmazták.

Sir Frank Wild Holdsworth (1904–1969) vezette be 1962-ben az ún. „két-oszlop” gerinc modellt. Munkahelyén sok gerincsérülés fordult elő, és több mint 1000 neurológiai szövődémmel kapcsolt gerinctörés elemzése alapján differenciálta az elülső (ligamentum longitudinale anterius, csigolyatest és ligamentum longitudinale posterius) és a hátsó oszlopot (pediculusok, lamina, processus spinosus, kizűletek és a környező szalagok), amelyek közül utóbbi integritásának sérülését instabilitással párosította³².

Francis Denis több mint 412 gerinctörés röntgenjének átnézése után felismerte, hogy az ún. „burst” törés instabil, és Holdsworth klasszifikációját kiegészítette a középső oszloppal is: a csigolyatest, valamint az anulus fibrosus hátsó része, illetve a ligamentum longitudinale posterius. A három oszlopból kettő sérülése instabilitást jelent³³.

A XX. század közepére tehető egy új korszak megjelenése: biomechanikai laboratóriumok alapítása, amelyekben szervezett keretek között folyik ezen integrált szakterület tudomá-

nyos kutatása. Ezekben az újonnan alapított laboratóriumokban már megfelelő az „utánpótlásképzés” is, és ennek köszönhető, hogy a század 50-es, 60-as éveiben mind mennyiségileg, mind minőségileg javul a tudományos publikálás.

Russell Plato Schwartz (1894–1965) a Rochesteri Egyetemen 1926-ban rendezte be „Myodynamikai” vagy mai szóhasználattal élve járáslaboratóriumát, amely az első jegyzett, a mozgást vizuális rögzítéssel elemző laboratórium volt. Profilja természetesen a járás volt, de az 1940–50-es évek USA-beli igényeihez alkalmazkodva poliomyelitises és ICP-s gyermekek mozgáselemzésével és kezelésével is foglalkozott³⁴.

Carl Hirsch (1913–1973) svéd ortopéd sebész, aki manuális, illetve intézetvezetői tevékenysége mellett több mint 20 évig irányította biomechanikai laboratóriumát, ahol a kor vezető ortopéd sebészei és mérnökei is megfordultak. Rendkívül termékeny szakirodalmi publikációs aktivitásában kiemelt szerep jutott a gerincnek³⁵, őt tekintjük a tudományosan megalapozott spinalis biomechanika megteremtőjének.

Lysell volt az első, aki *in vitro* (ex vivo) stereoradiographiával vizsgálta a csigolyák egymáshoz való háromdimenziós elmozdulását³⁶.

A progresszíven gyarapodó tudásanyag egyre újabb vívmányait élvezhetjük és alkalmazhatjuk. Ilyen például a sem a graduális, sem a posztgraduális orvosi/szakorvosi képzésben nem szereplő, de a biomechanika vívmányait alkalmazó műhelyek munkájában nélkülözhetetlen ún. végeelem-módszer (finite element method = FEM). A FEM használata előtt a mérnöki gyakorlatban a rugalmas anyagból készült, különböző környezetben „működő” és anyagi összetételű testek viselkedésének leírásához a newtoni kinematika-dinamika már nem volt elegendő. Szükség volt a

különböző anyagszerkezeteket, a kialakuló alakváltozást, elmozdulást, a geometriai alakot, a kölcsönhatást és a környezeti hatást szintetizáló modellek bevezetésére³⁷. A XX. század elején kidolgozott ún. „variációs elvek” ezt a célt szolgálták, és ezek alkalmazását is forradalmasította a számítógépek megjelenése³⁸.

Courant volt az első 1943-ban, aki a numerikus analízis és a minimalizáció módszerét használta a variációs eltérő megközelítésre³⁹. 1956-ban **Turner** és munkatársai sík rugalmasságtani feladat megoldása során altartományokra osztotta fel az „elmozdulás mezőt”⁴⁰. 1958-ban készült el az első modell a gerincről, a már korábban is említett katapultülések okozta thoracolumbalis gerincsérülések vizsgálatának modellezése során⁴¹. A végeelem-módszer elnevezést Turner munkatársa, **Clough** alkotta 1960-ban³⁷. A számítástechnikai háttér igénye miatt az 1970-es években a módszert a légierő és a hadiipar használta előszörben. Ugyanakkor a számítógépek és programjaik elterjedésével az orvosi biomechanika számára is elérhetővé, mindennapi alkalmazási területté vált⁴².

Ezzel párhuzamosan fejlődni kezdenek az optimumkereső algoritmusok: egyszerűbb nemlineáris, többváltozós és multidiszciplináris optimalizálási feladatok megoldására.

Az említett két módszer (véges elem és multidiszciplináris optimalizálás) egyre nagyobb, bonyolultabb feladatokra való alkalmazása és egyre szélesebb körben való elterjedése figyelhető meg, majd a számítástechnika megfelelő szintjén elindul ezek összekapcsolódása, olyan optimumkeresési feladatok megoldásával, melyekben a feltételek vagy a célfüggvény kiértékelése végeelem-analízis útján történik. Erre az első példák az 1990-es évek elején találhatók. Az ezt követő években ez a módszer is elterjed olyannyira, hogy az évtized közepén

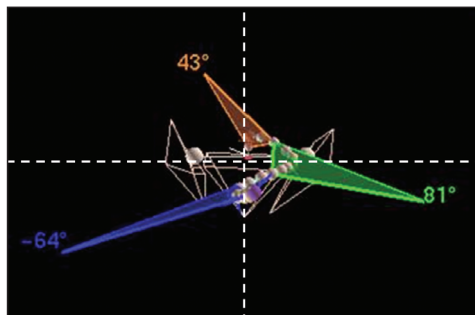
már olyan problémákat oldanak így meg, melyeknél többféle végelem-számítás szükséges az optimalizálás során. Így jön létre a multidiszciplináris optimalizálás tudománya, 1994-ben pedig megalakul az ISSMO: International Society of Structural and Multidisciplinary Optimization (Szerkezeti és Multidiszciplináris Optimalizálás Nemzetközi Szervezete).

A multidiszciplináris optimalizálás módszere napjainkban is egyre szélesebb körben terjed, és a mérnöki gyakorlat egyre több területén lehetséges az alkalmazása. Ilyen lehetséges alkalmazási terület a biomechanika: anatómia – a csontok, ízületek kialakításának, terhelésének és viselkedésének figyelembevétele, virtuális műtétek, protézisek, orvosi műszerek tervezéséhez.

A scoliosis leírásában, osztályozásában és a műtéti tervezésben a fenti vívmányoknak egyre nagyobb szerep jut. Egy példán keresztül szeretnénk szemléltetni a számítástechnikai lehetőségek alkalmazását a mindennapi ortopéd sebészi gyakorlatban:

A scoliosis deformitásának komponensei a hagyományos (sagittális, coronalis és axiális) koordináta-rendszerekben ugyan leírhatóak, de egyik síkban sem jelenik meg „tisztá” 2 dimenziós projekció, ugyanis a deformitás síkjai

ezeztől eltérnek és ezek gerincszakaszonként változnak⁴³. A téma jelentősége miatt a Scoliosis Research Society (SRS) által létrehozott munkacsoport 3 dimenziós rekonstrukciós algoritmussal egy „egyszerűsített” 3D-klasszifikációt vezetett be⁴⁴. Az eredmények szintézisére és szimplifikálására létrehozta egy szoftvert (amely Leonardo da Vinciről kapta a nevét): egy 2 dimenziós koordináta-rendszerben a görbületek apicalis csigolyáit úgy ábrázolják, hogy a zéró ponttól mért horizontális (x tengely) távolsága korrelál a görbület coronális, a vertikális távolsága (y tengely) pedig a sagittális eltéréssel (9. ábra). Ábrázolják továbbá az apicalis csigolyák transversalis rotációját is⁴⁵.



9. ábra. Szemléltető ábra a da Vinci szoftver által készített rekonstrukcióra (Scoliosis Research Society 3D Scoliosis bizottságának reprodukciója)

IRODALOM

1. Molnár S, Skapinyecz J, Csernátony Z. A gerincdeformitás kezelése Nicolas Andry előtt. *Biomech Hung* 2011;4(1):61–6.
2. Sanan A, Rengachary S. The history of spinal biomechanics. *Neurosurg* 1996 Oct;39(4):657–68.
3. Naderi S, Andalqar N, Benzel EC. History of spine biomechanics: part II from the Renaissance to the 20th century. *Neurosurgery* 2007 Feb;60(2): 392–403; discussion -4.
4. Józsa L. Leonardo da Vinci mozgás- és járásvizsgálatai. *Biomech Hung* 2009;2(2):49–52.
5. Jose A. Anatomy and Leonardo da Vinci. *Yale J Biol Med* 2001 May-Jun;74(3):185–95.
6. Benini A, Bonar SK. Andreas Vesalius 1514–1564. *Spine (Phila Pa 1976)* 1996 Jun 1;21(11): 1388–93.
7. Williams AN, Williams J. ‘Proper to the duty of a chirurgion’: Ambroise Pare and sixteenth century

- paediatric surgery. *J R Soc Med* 2004 Sep; 97(9):446–9.
8. *Csernátóy Z.* Az orvosi biomechanika története. *Biomechanica Hungarica* 2008;I(1):63–75.
 9. *Benini A, DeLeo JA.* Rene Descartes' physiology of pain. *Spine (Phila Pa 1976)* 1999 Oct 15; 24(20):2115–9.
 10. *Dunn PM.* Francis Glisson (1597–1677) and the 'discovery' of rickets. *Arch Dis Child* 1998 Mar;78(2):F154–F5.
 11. *Woo SL.* Contribution of biomechanics to clinical practice in orthopaedics. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2004;7:5455.
 12. *Kowalski RJ, Ferrara LA, Benzel EC.* Biomechanics of the spine. *Neurosurg Quart* 2005 Mar;15(1):42–59.
 13. *Newton I.* *Philosophiae Naturalis Principia Mathematica.* Project Gutenberg 2009. Available from: <http://www.gutenberg.org/ebooks/28233>.
 14. *Pach J.* A megtestesült analízis – Leonhard Euler. *Ponticulus Hungaricus* [serial on the Internet]. 2004; 8(6): Available from: <http://members.iif.hu/visontay/ponticulus/rovatok/limes/euler.html>
 15. *Kyle RF.* Biomechanics of Intramedullary Fracture Fixation. *Orthopedics* 1985;8(11):1356–9.
 16. Kihajlás. Available from: <http://hu.wikipedia.org/wiki/Kihajl%C3%A1s>
 17. *Tetmajer L.* Méthodes d'essais et résultats de recherches. Sur les propriétés de résistance du fer et autres métaux. Zürich, Suisse: Communications de l'École Polytechnique Fédérale; 1904.
 18. *Kirkup JR.* Andry, Nicolas and 250 Years of Orthopaedy. *Journal of Bone and Joint Surgery-British Volume* 1991 May;73(3):361–2.
 19. *Ponseti I.* History of Orthopaedic Surgery. *Iowa Orthop J* 1991;11(59–64).
 20. *Kouwenhoven JWM, Castelein RM.* The pathogenesis of adolescent idiopathic scoliosis review of the literature. *Spine* 2008 Dec 15;33(26):2898–908.
 21. *Csernátóy Z, Szepesi K, Gáspár L, Dezső Z, Jónás Z.* 'The Rotational Preconstraint'. A kinetic model of a possible new mechanism in the ethiopathogenesis of scoliosis. *Medical Hypotheses* 2000;54(2):203–6.
 22. *Weber E.* Anatomisch-physiologische Untersuchung über einige Einrichtungen in Mechanismus der menschlichen Wirbelsäule. *Arch Anat Physiol* 1827;1(240–271).
 23. *Weber WE, Weber E.* Mechanics of the human walking apparatus. Berlin; New York: Springer-Verlag; 1991.
 24. *Braune W, Fischer O.* Human gait: Trial on loaded and unloaded humans 1895;21:153–322.
 25. *Wolff J.* The law of bone remodelling. *Das Gesetz der Transformation der Knochen.* Berlin: Springer; 1989.
 26. *Rayes M, Mittal M, Rengachary S, Mittal S.* Hangman's fracture: a historical and biomechanical perspective. *J Neurosurg Spine* 2011 Feb;14(2):198–208.
 27. *Amar J, Butterworth EP, Wright GE.* The human motor; or, The scientific foundations of labour and industry. London, New York; Routledge; Dutton; 1920.
 28. *Ruff S.* Brief acceleration: less than one second, in german aviation medicine. 1950:584–97.
 29. *Khurana J.* Bone Pathology. Second ed. Dordrecht, Heidelberg, London, New York: Humana Press; 2009.
 30. *Meijer OG, Bruijn SM.* The loyal dissident: N.A. Bernstein and the double-edged sword of Stalinism. *J Hist Neurosci* 2007 Jan–Jun;16(1–2):206–24.
 31. *Whiting HTA, Bernshte in NA.* Human motor actions: Bernstein reassessed. Amsterdam New

- York: North-Holland: Sole distributors for the U.S.A. and Canada, Elsevier Science Pub. Co.; 1984.
32. *Sir Frank Wild Holdsworth* 1904–1969. *J Bone Joint Surg Br* 1970 Feb;52(1):168–70.
33. *Denis F.* Spinal Instability as Defined by the 3-Column Spine Concept in Acute Spinal Trauma. *Clin Orthop Relat R* 1984(189):65–76.
34. Papers of R. Plato Schwartz. Available from: http://www.urmc.rochester.edu/hslt/miner/historical_services/archives/Faculty/schwartz.cfm
35. *Hirsch C.* The classic. Exposure of ruptured lumbar discs: a technical discussion. *Clin Orthop Relat Res* 1981 Jan-Feb(154):5–8.
36. *Lysell E.* Motion in the cervical spine. An experimental study on autopsy specimens. *Acta Orthop Scand* 1969;Suppl 123:1+.
37. *Páczelt I, Szabó T, Bağsa A.* A végeelem-módszer alapjai. Értékünk az Ember, Humán-erőforrás-fejlesztés operatív program: Miskolci Egyetem; 2007. Available from: <http://www.mech.uni-miskolc.hu/~paczelt/notes/VEM-ME-jegyzet.pdf>.
38. *Widas P.* Introduction to finite element analysis. 1997; Available from: http://www.sv.vt.edu/classes/MSE2094_NoteBook/97ClassProj/num/widas/history.html
39. *Courant R.* Variational methods for the solution of problem of equilibrium and vibrations. *Bull Am Math Soc* 1943;49:1–23.
40. *Turner M, Clough R, Martin H, Topp L.* Stiffness and deflection analysis of complex structures. *J Aeronaut Sci* 1956;23(9):805–23.
41. *Hess JL, Lombard CF.* Theoretical investigations of dynamic response of man to high vertical accelerations. *J Aviat Med* 1958 Jan;29(1):66–75.
42. *Goel VK, Gilbertson LG.* Applications of the Finite-Element Method to Thoracolumbar Spinal Research – Past, Present, and Future. *Spine* 1995 Aug 1;20(15):1719–27.
43. *Perdriolle R, Le Borgne P, Dansereau J, de Guise J, Labelle H.* Idiopathic scoliosis in three dimensions: a succession of two-dimensional deformities? *Spine (Phila Pa 1976)* 2001 Dec 15;26(24):2719–26.
44. *Labelle H, Aubin CE, Jackson R, Lenke L, Newton P, Parent S.* Seeing the Spine in 3D: How Will It Change What We Do? *J Pediatr Orthoped* 2011 Jan–Feb;31:S37–S45.
45. *Sangole A, Aubin C, Labelle H, Stokés I, Lenke L, Jackson R et al.* Three-dimensional classification of thoracic scoliotic curves. *Spine* 2009 Jan 34(1):91–9.

Dr. Molnár Szabolcs Lajos

Hospital Ernest Lluch, Calatayud, Aragon, Spanyolország
E–50300 Calatayud, Ctra Sagunto Burgos km. 254, Aragon, Spanyolország
Tel.: (+34) 976 880 964

Biomechanica Hungarica I. évfolyam, 1. szám

A THORACALIS GERINC PROCESSUS TRANSVERSUSAINAK GEOMETRIAI VIZSGÁLATA

Csernátony Zoltán¹, Hunya Zsolt¹, Sikula Judit², Kollár József²,
Molnár Szabolcs³

¹ Debreceni Egyetem Orvos- és Egészségtudományi Centrum, Ortopédiai Klinika

² Debreceni Egyetem Orvos- és Egészségtudományi Centrum, Radiológiai Klinika

³ Budai Irgalmasrendi Kórház, Ortopédiai Osztály

csz@mcd.unideb.hu

Absztrakt

Munkacsoportunk évek óta foglalkozik a thoracalis gerinc biomechanikájával, kiemelt figyelmet szentelve a fiziológiás gerinc és a scolioticus deformitások sajátosságainak. A műtéti kezelést igénylő gerincdeformitások korrekciója során használt implantátum-rendszerek kiegészítőjeként szükség lehet olyan eszköz használatára, amely a thoracalis gerincszakasz csigolyáin, a processus transversusok bázisán támaszkodik. Összeállítottunk egy olyan kísérlet-sorozatot, amely során a végső célunk az implantátumok tervezéséhez szükséges anatómiai és mechanikai információk gyűjtése, valamint a beültetésre kerülő eszközök megbízhatóságának radiológiai vizsgálómódszerekkel történő preoperatív meghatározása volt. Vizsgálatainkhoz cadaverekből távolítottunk el háti gerincszakaszokat. Az első fázisban a háti csigolyák processus transversusainak anatómiai méreteit vizsgáltuk radiológiai módszerek segítségével. A második részben a computertomographiás (továbbiakban CT) felvételekről meghatározható csontsűrűséget mértük. A vizsgálatok utolsó részeként pedig a processus transversusok (bio)mechanikai ellenálló képességét és annak preoperatív, CT-felvételekkel való megítélhetőségét vizsgáltuk. Jelen közleményünkben az első fázis eredményeit, a thoracalis gerinc processus transversusainak radiológiai vizsgálómódszerekkel meghatározott geometriai paramétereit ismertetjük.

Kulcsszavak: thoracalis gerinc; biomechanika; scoliosis; implantátum; processus transversus
Keywords: thoracal spine; biomechanics; scoliosis; implants; processus transversus

Bevezetés

A scoliosis sebészi kezelésében forradalmi változást jelentett a Cotrel és Dubousset által bevezetett derotációs koncepció, amelyet a róluk elnevezett (továbbiakban CD) implantátum használata során alkalmaztak¹. Ezt az újítást felhasználva számtalan beültetendő változat jelent meg – fejlesztve ezzel a sebészi technikát és az implantátumgyártást. A műtéti eredmények értékelésekor szignifikáns számú reziduális patológiás rotációt lehetett dokumentálni, amely annak a következménye, hogy a frontális és szagittális görbület reduk-

ciója során a relatív rotáció gyakran növekedett^{2,3,4,5}. Munkacsoportunk vezetője a CD-rendszerek kiegészítőjeként fejlesztette ki a „CAB” horgot^{6,7,8}. A kiegészítő implantátum használata közben, a horgot a thoracalis gerinc csigolyáinak processus transversusaira kell felhelyezni. A beültetendő eszköz biomechanikai tesztelése és az első klinikai tapasztalatok⁷ után igény merült fel különböző méretű és geometriájú implantátumok készítésére. Munkánk során célul tűztük ki a háti gerinc processus transversus anatómiai paramétereinek könnyen hozzáférhető radiológiai vizsgálómódszer alapján való meghatározását.

A gerinc morfológiájának radiológiai vizsgálatára számos példát találunk az irodalomban^{9,10,11,12}. A gerincszakaszokról készített, hagyományos axiális CT-scaneken a transzverzális síkban, az ezekből előállított rekonstrukciós felvételeken pedig a szagittális síkban vizsgáltuk a processus transversusok méreteit, és megállapítottuk azok szórását.

Anyag és módszer

Kísérletsorozatunk során összesen 10 db cadaverekből eltávolított háti gerincszakasz processus transversusainak anatómiai paramétereit vizsgáltuk. A preparátumok a teljes thoracalis gerincszakaszból (Th1–12, esetenként a kísérletben fel nem használt C7, illetve L1 csigolyákból), valamint a hozzá tartozó bordacsonkokból álltak (1. ábra). Az idevágó irodalom áttekintése során arra a következtetésre jutottunk, hogy mérési eredményeinket nem befolyásolja a tény, hogy lágyrészekről megfosztott gerincszakaszokkal dolgozunk¹³. Az eltávolítás után a preparátumok egy részét – a mérésorozat egy további fázisának menetét megkönnyítendő – a bordacsonkoktól megfosztottuk, és csigolyapárokra szedtük szét: Th1-2, Th3-4, Th5-6, Th7-8, Th9-10, Th11-12 (2. ábra). A cadaverek átlagéletkora 68 év (25–91) volt, nő:férfi arány 6:4. A minták eltávolítása és preparálása a Debreceni Egye-

tem Patológiai Intézetében és Biomechanikai Laboratóriumában, a Debreceni Egyetem Orvos- és Egészségtudományi Centrum Etikai Bizottságának engedélyével (DOTE RKEB/IKEB – Prot. No. 2099/2003) történtek.

A preparátumok eltávolítása után, azokról computertomographiás rétegvégeleket készítettünk (7 db gerincszakaszt a fent leírt módon csigolyapáronként, 3 db-ot pedig egészben vizualizáltunk). A CT-felvételek elkészítése és az azokon végzett mérések a Debreceni Egyetem Radiológiai Klinikáján történtek. A vizsgálat kivitelezéséhez GE Dual CT-készüléket használtunk. A leképezés során 3 mm rétegvastagságú felvételeket készítettünk, amelyek a csigolyák transzverzális síkú metszeteit reprezentálják. A leképezéskor a csigolyákat a vizsgálóasztalra tett ovális fejtartóban stabilizáltuk (3. ábra). A 7 db szétbontott gerincszakasz esetében minden csigolyapárt külön-külön helyeztünk a vizsgálóasztalra, míg a 3 egészben lévő gerincszakasz esetében a teljes mintát (a teljes thoracalis gerinc mindegyik bordacsonkkal) vizsgáltuk, és – mint az előzőekben – csigolyapáronként készítettünk felvételeket. Ekkor a preparátumot, annak görbülete miatt (fiziológias thoracalis kyphosis) minden „scan” után újra kellett pozicionálni, hogy az adott felvételen a meghatározandó csigolya pontos horizontális síkú metszete legyen látható.

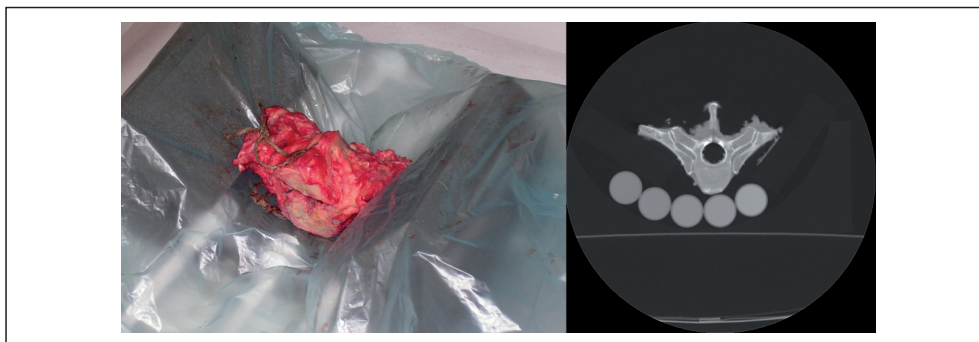


1. ábra. Cadaverekből eltávolított thoracalis gerincszakasz



2. ábra. A cadaverekből eltávolított gerincszakaszok csigolyapárokra bontás után

Biomechanica Hungarica I. évfolyam, 1. szám



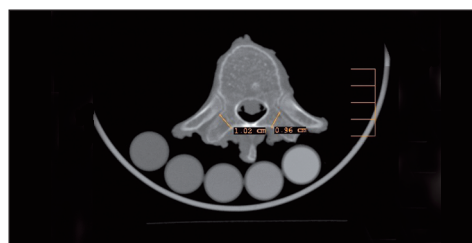
3. ábra. A preparátumok CT-vel való leképezése és az elkészült axiális scan

A következő lépésben az axiális felvételeken egy, a Radiológiai Klinikán a diagnosztikában is gyakran alkalmazott szoftver segítségével meghatároztuk a vizsgált csigolyák processus transversusainak horizontális átmérőjét (4. ábra). Az elkészült felvételek alapján, ugyanezen szoftvert használva szagittális síkú rekonstrukciós képeket készítettünk, és ezeken megmértük a csigolyanyúlványok vertikális átmérőjét is (5. ábra). A mérések során az átmérőket előre meghatározott területen, a processus transversusok tövénél – ahol a korábbiakban említett implantátum rögzül – vizsgáltuk. Az adatokat táblázatba foglaltuk, grafikonon ábráztuk és statisztikai elemzéseket végeztünk.

Eredmények

Összesen 120 thoracalis csigolya (10 thoracalis gerincen Th1–12 között) 240 processus transversusának vizsgálatára volt lehetőségünk. Az eltávolítás során történő sérülés, illetve a rekonstrukció hibahatára miatt 443 értékelhető mérési eredményt (218 vertikális és 225 horizontális átmérő) kaptunk. A vertikális átmérők 7,4 és 18 mm között változtak. Csigolyánkénti átlagukat az 1. grafikonon szemlélteti. A Th1 és 11 közötti csigolyáknál 18, 19 vagy 20 eredmény állt rendelkezésünkre, a 12-es háti csigolyánál csak 7. Ennek oka a Th-12 rövid, vastag nyúlványainak sérülékeny-

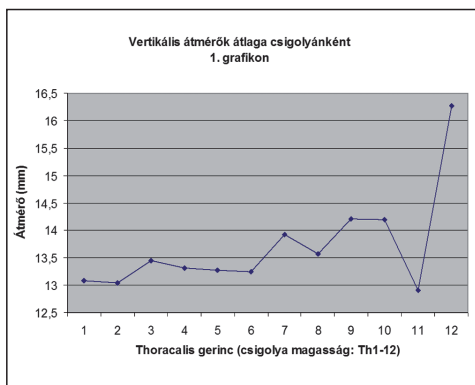
sége. Látható, hogy ezen átlagok nagy része 13 és 14 mm között mozog (12,9–14,2 mm-ig). A vertikális átmérők eloszlását a 2. grafikonon ábrázolja. A leggyakrabban előforduló átmérők: 12,5 mm-től 15,5 mm-ig a teljes halmaz 66%-át teszik ki. Amennyiben a legkisebb vertikális átmérőtől vizsgáljuk, 15,5 mm-es nagyságig az összes átmérő 88,5%-a található ebben a csoportban.



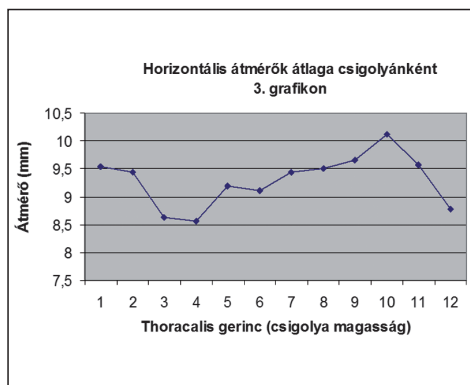
4. ábra. A processus transversusok horizontális átmérőjének meghatározása



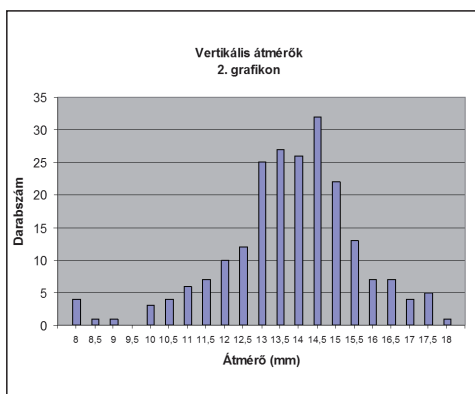
5. ábra. Szagittális rekonstrukciós CT-kép és a csigolyanyúlványok vertikális átmérőjének mérése



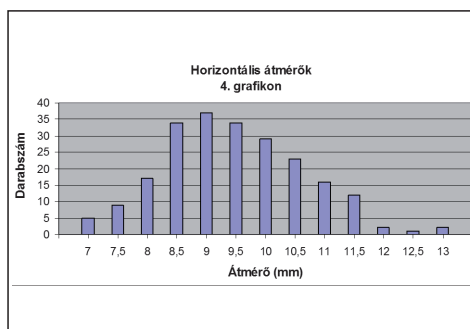
1. grafikon. Vertikális átmérők átlaga csigolyánként



3. grafikon. Horizontális átmérők átlaga csigolyánként



2. grafikon. A csigolyák számának eloszlása a vertikális átmérőjük alapján



4. grafikon. A csigolyák számának eloszlása a horizontális átmérőjük alapján

A horizontális átmérők 6,7 és 12,8 mm között változtak. Csigolyánkénti átlagukat a 3. grafikon szemlélteti. A Th1 és 11 közötti csigolyáknál 18, 19 vagy 20 eredmény állt rendelkezésünkre, a 12-es háti csigolyánál csak 11. Ennek oka szintén az alsó thoracalis csigolyanyúlványok sérülékenysége. Látható, hogy ezen átlagok 8,5 és 10 mm között mozognak (8,55–10,115 mm-ig). A horizontális átmérők eloszlását a 4. grafikon ábrázolja. A leggyakrabban előforduló átmérők: 8,5 mm-től 11,5 mm-ig a teljes halmaz 82%-át teszik ki. Amennyiben a legkisebb horizontális átmérőtől vizsgáljuk, 11,5 mm-es nagyságig az összes átmérő 96%-a található ebben a csoportban.

Összefoglalás

A thoracalis gerinc biomechanikája rendkívül összetett és nehezen modellezhető. A műtéti kezelést igénylő gerincdeformitások korrekciója kiemelt jelentőséggel bír a test harmóniájának, egyensúlyának, esztétikájának helyreállítása, valamint a műtéttel kapcsolatos nehézségek (nagy mennyiségű implantátum, kiterjedt feltárás) miatt. Az alkalmazott implantátumrendszerek az elmúlt évtizedekben dinamikus fejlődésen mentek keresztül, ugyanakkor a thoraco-lumbalis régió összetett biomechanikai működése miatt számos buktatóval rendelkeznek¹⁴. Ezen implantátumok kiegészítőjeként szükséges lehet olyan

Biomechanica Hungarica I. évfolyam, 1. szám

eszköz használata, amely a thoracalis gerincszakasz csigolyáin, a processus transversusok bázisán támaszkodik. Összeállítottunk egy három fázisból álló kísérletsorozatot, amely során könnyen hozzáférhető radiológiai módszer segítségével meghatároztuk a háti csigolyák processus transversusainak átlagos anatómiai méreteit (1. fázis), majd a CT-felvételekről meghatározható csontsűrűséget mértük (2. fázis) és a vizsgálatok utolsó részeként a processus transversusok biomechanikai ellenállóképességét és annak preoperatív, computertomographiás felvételekkel való megítélhetőségét vizsgáltuk (3. fázis). A mérések végső célja az implantátumok tervezéséhez szükséges anatómiai és mechanikai információk gyűjtése, valamint a beültetésre kerülő eszközök megbízhatóságának radiológiai vizsgálómódszerekkel történő preoperatív meghatározása volt. Jelen közleményünkben az első fázis – a thoracalis gerinc processus transversusainak CT-vel történő geometriai vizsgálatáról számoltunk be. A radiológiai mérési eredményekből azt a következtetést vonhatjuk le, hogy a processus transversusok verti-

kális és horizontális átmérői egy jól meghatározott tartományba esnek. A legegyszerűbb esetben vertikálisan 15,5 mm-es – tehát minden, tőle kisebb átmérőre jó –, horizontálisan pedig 11,5 mm-es „horog” a betegek 88,5, illetve 96%-ban alkalmazható. Amennyiben a későbbiekben ennél nagyobb pontosságot várunk el, a méretezésnél szóba jövő maximális implantátumszám a következő módon alakulhat: a vertikális értékek alapján 12,5 és 15,5 mm közötti tartományt nézve, ahol az esetek 66%-át találjuk meg – a legprecízebb méretkülönbséget (1 mm) választva is legfeljebb 3 implantátum méretre van/lehet szükség. Ugyanezt a logikai menetet követve a horizontális átmérőknél 8,5 és 11,5 mm között – ahol az esetek 82%-a található – szintén 3 mérettartományt kell a gyártásnál megkülönböztetni. Vagyis a legaprólékosabb tervezést figyelembe véve is maximum $3 \times 3 = 9$ implantátum sorozattal kell rendelkezünk. Ezen eredmények felhasználásával lehetőség van az eszközök sorozatgyártására, valamint műtét előtt készített CT-felvételek alapján a megfelelő implantátum kiválasztására.

Köszönetnyilvánítás

A szerzők ezúton szeretnék kifejezni köszönetüket a Debreceni Egyetem Radiológiai Klinika munkatársainak a CT-felvételek készítésében végzett segítségükért, valamint a Pathológiai Intézet munkatársainak a cadaver tanulmányokban nyújtott részvételükért.

IRODALOM

1. Cotrel Y, Dubousset J. Nouvelle technique d'ostéosynthèse rachidienne segmentaire par voie postérieure. Rev Chir Orthop 1984; 70:489–94.
2. Dubousset J. Assessment of the rotational deformity. In: Canadell J, Forriol F, Cara JA, editors. Idiopathic scoliosis update. Basic research and clinical concepts. Pamplona: University of Navarra, Medical School Pamplona; 1991. p. 311–6.
3. Krismer M, Bauer R, Sterzinger W. Scoliosis correction by Cotrel-Dubousset instrumentation. The effect of derotation and three dimensional correction. Spine 1992;17 Suppl 8:263–9.
4. Csernátó Z, Gáspár L, Benkő K, Fekete Zs, Soós P, Nyulasi T, et al. Experimental studies for the surgical correction and fixation of dorsal spine deformities. Acta Chir Hung 1997; 36:51–3.

5. Csernátóy Z, Szepesi K, Gáspár L, Kiss L. Contradictions of derotation in scoliosis surgery using the CD principle. *Medical Hypotheses* 2002;58(6):498–502.
6. Csernátóy Z. Egy új típusú háti implantátum, a „CAB” kifejlesztése a scoliosis hátsó behatolásból végzett műtéti kezeléséhez [PhD thesis]. Debrecen: Debreceni Orvostudományi Egyetem; 1999.
7. Csernátóy Z, Fekete Zs, Soós P, Nyulasi T, Gáspár L. A háti szakasz scoliosisának módosított instrumentálása. Első klinikai tapasztalatok a CAB horgok alkalmazásával. *Magyar Traumat Ortop* 1999;42:42–6.
8. Csernátóy Z, Goodship A, Szepesi K, Jónás Z, Gáspár L, Benkő K, et al. A complementary thoracic implant for the surgical correction of the scoliotic curve. A preliminary report. *Eur J Orthop Traumatol* 2001;11:85–9.
9. Landry C, De Guise JA, Dansereau J, Labelle H, Skalli W, Zeller R, et al. Computer graphic analysis of the three-dimensional deformities of scoliotic vertebrae. *Ann Chir* 1997;51(8):868–74.
10. Panjabi MM, Takata K, Goel V, Federico D, Oxland T, Duranceau J, Krag M. Thoracic human vertebrae. Quantitative three-dimensional anatomy. *Spine* 1991;16(8):888–901.
11. Kothe R, O'Holleran JD, Liu W, Panjabi MM. Internal architecture of the thoracic pedicle. An anatomic study. *Spine* 1996;21(3):264–70.
12. Panjabi MM, Shin EK, Chen NC, Wang JL. Internal morphology of human cervical pedicles. *Spine* 2000;25(10):1197–205.
13. Lee S, Harris KG, Nassif J, Goel VK, Clark CR. In vivo kinematics of the cervical spine. Part I: Development of a roentgen stereophotogrammetric technique using metallic markers and assessment of its accuracy. *J Spinal Disord* 1993;6(6):522–34.
14. Molnár Sz, Manó S, Kiss L, Csernátóy Z. Ex vivo and in vitro determination of the axial rotational axis of the human thoracic spine. *Spine* 2006;31(26):E984–E991

A szerzők kijelentik, hogy a kísérletsorozat a hatályos magyar jogszabályoknak megfelelően, a Debreceni Egyetem Orvos- és Egészségtudományi Centrum Etikai Bizottságának engedélyével (DOTE RKEB/IKEB - Prot. No. 2099/2003) történt.

A kísérletek megvalósítása során a szerzők semmiféle anyagi támogatásban nem részesültek.

Csernátóy Zoltán
 Debreceni Egyetem Orvos- és Egészségtudományi Centrum, Ortopédiai Klinika
 4012 Debrecen, Nagyverdei krt. 98.
 Tel.: (+36) 52 415-494

Ex Vivo and In Vitro Determination of the Axial Rotational Axis of the Human Thoracic Spine

Szabolcs Molnár, MD,* Sándor Manó,† László Kiss, MD,†
and Zoltán Csernátó, MD, MSc, PhD†

Study Design. Different geometrical and biomechanical evaluations were performed to determine the axial rotational axis of the thoracic spine.

Objective. Our research group has been dealing with the determination of the axial rotational axis of the thoracic spine. Here, we would like to present the geometrical and experimental results of our trials. With our experiments, we are trying to evaluate the contradictions of the related literature.

Summary of Background Data. In the present state, we know quite a lot about the biomechanics of healthy and pathologic spines. Nevertheless, for a seemingly simple question like the position of the axial rotation of the thoracic spine, the literature gives contradicting results. During correction of a scoliotic deformity, when trying to correct the pathologic rotation, not knowing the physiologic rotation can be hazardous.

Methods. We wanted to clarify this question, so we examined the thoracic spine in many different ways. First, we examined the problem from a geometrical point of view then we modeled the different rotational axes by studying the change in volume of the spinal canal. Finally, we used cadaver spines that we rotated and examined with radiographs and digital pictures.

Results. Based on the results, we made the following establishments: most of the center points fell on the anterior half of the vertebral body or into the spinal canal, basically on the midsagittal axis of the vertebra. The rib cage has a significant effect on the place of the axis. After removing the ribs, the axis of axial rotation moved forward.

Conclusions. After evaluating the results, we determined that the most likely place for the rotational axis is on the median-sagittal plane, in the anterior portion of the spinal canal.

Key words: thoracic spine, rotational axis, biomechanics, scoliosis. **Spine 2006;31:E984–E991**

completely clear. One of these details is the place of the axial rotational axis of the thoracic spine.^{2,3} Much research has been done about the topic, but in certain cases, the results were contradicting (Figure 1).

Roaf,⁴ in his classic scoliosis experimental model, placed the rotational axis surprisingly posterior near the tip of the spinous processes. Stagnara⁵ gave the same indication. However, the majority of the authors placed the rotational axis at the center of the circle, tangent to the joint line of the articular processes. Even based on this assumption, the location of the axis was sited at different places. Kapandji⁶ described it to be behind the center of the vertebral body, but at the same time, his illustration is showing the axis more or less in the spinal canal. First, Åkerblom,⁷ later Louis,⁸ sited the axis at the center of the vertebral body, whereas Lapierre⁹ placed it anteriorly at the anterior longitudinal ligament. Gregersen and Lucas¹⁰ used the intersection of the perpendiculars of the joint line. This way, the axis is also placed roughly at the center of the vertebral body. Based on their measurements, they could only conclude that the axis would be somewhere in the vertebral disc or ventrally from it. Lindahl¹¹ placed the axis on the tip of the transverse process. According to Straßer,¹² the rotational axis is more or less near the posterior longitudinal ligament. Later, Bouillet and Vincent,¹³ then Nash and Moe,¹⁴ too, came to the same conclusion.

Due to the confusion of the literature, we wanted to form an opinion based on our own experiments. The basis of the research topic was that the thoracic vertebrae's center of axial rotation has to fall somewhere in the spinal canal, otherwise a "cigar-cutting effect" would harm the spinal cord (Figures 1, Figure 2). The basis of our hypothesis was that the spinal canal rotates the least.^{15–17}

Materials and Methods

Logically, computed tomography and magnetic resonance imaging could be suitable to make direct *in vivo* measurements on patients rotating their trunk during the examination. However, this way, we can only determine the amount and not the placement of the center of the rotation as we lack reference points. So, we made geometrical constructions, modeling, *ex vivo* and *in vitro* experimental approaches to resolve the problem.

Geometrical Approaches for the Determination of the Rotational Center. With the geometrical approach, we tried to find geometrical regularities in the vertebra, and we hoped to discover a relation between the geometry and the rotational axis. For the examination, we used 126 human thoracic verte-

In the treatment of scoliosis, or in any kind of spine surgery, the knowledge of the anatomy of the spine is indispensable.¹ Certain anatomic details are still not

From the *Department of Orthopaedics, Polyclinic of the Hospitaller Brothers of St. John of God in Budapest, Budapest; and †Department of Orthopaedic Surgery, University of Debrecen, Medical and Health Science Centre, Debrecen, Hungary.

Acknowledgment date: March 23, 2006. First revision date: June 28, 2006. Acceptance date: August 9, 2006.

The manuscript submitted does not contain information about medical device(s)/drug(s).

Foundation funds were received in support of this work. No benefits in any form have been or will be received from a commercial party related directly or indirectly to the subject of this manuscript.

Address correspondence and reprint requests to Szabolcs Molnár, MD, Polyclinic of the Hospitaller Brothers of St. John of God in Budapest, Department of Orthopaedics, 17-19 Frankel Leó St. Budapest, Hungary 1027; E-mail: sz0798@freemail.hu; dodoka@interware.hu

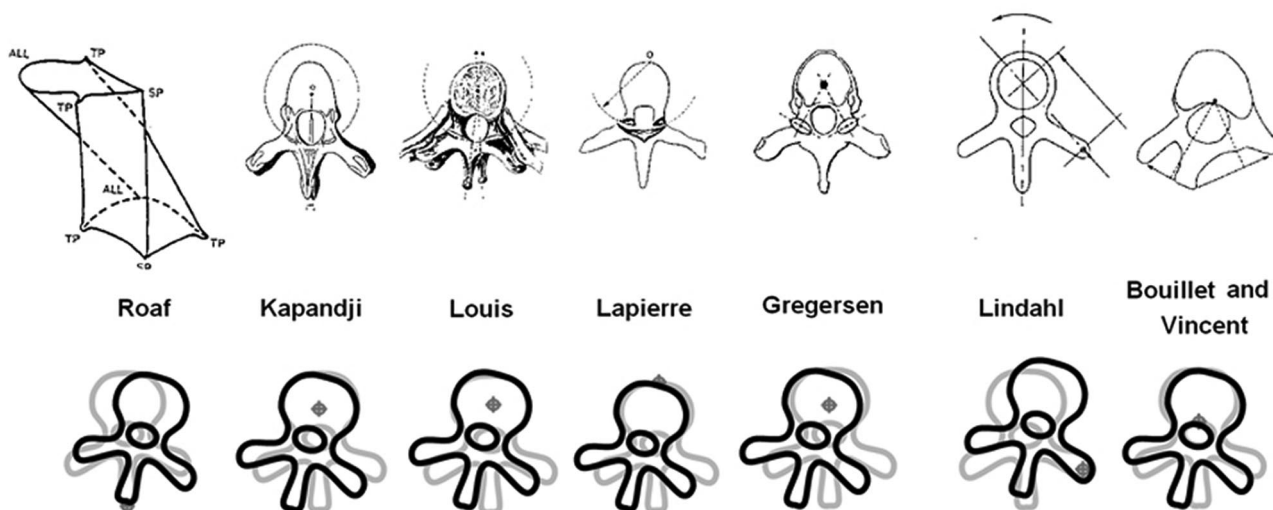


Figure 1. Different locations of the rotational axis as given by different authors and the illustrations of the “cigar-cutting effect” with these axes.

brae from different age and gender. We placed metal rings, with radiolucent glue, on each of the articular processes, larger diameter ones on the cranial and smaller ones on the caudal process. Vertical, transverse, and sagittal radiographs were systematically taken from each specimen.

Determination by Geometrical Correlations. In the first method, we concentrated on the joints and anchoring edges of the vertebrae, considering that all they are responsible for the rotational motion of the vertebrae. We drew the following formations on the axial radiographs (Figure 3):

Ellipses

- No. 1: The ellipse adjusted to the contour of the spinal canal.^{18,19}
- No. 2: The ellipse crossing the costovertebral joints and the base of the transverse processes.
- No. 3: The ellipse determined by the middle of the costotransversal joints and the anterior border of the vertebral body.

Quadrangle

- No. 4: The costovertebral and costotransversal joints determine it.

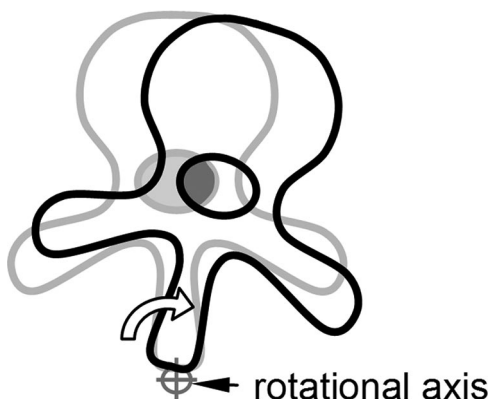


Figure 2. The “cigar-cutting effect,” in case the rotational axis would be at the tip of the spinous process.

Lines

- Nos. 5–6: The 2 pairs of lines drawn as the extension of the shorter axis of those ellipses that are the projections of the aforementioned metal rings stuck onto the articular facets.

After drawing the aforementioned setup, we determined the geometrical centers of the 3 ellipses, and of the quadrangle and the intersections of the pairs of lines.

Three-Dimensional Geometrical Determination. During this approach, we supposed that the vertebra’s 3 directional rotational axes intersect each other in the same point. This would be the spatial mechanical center of the vertebra. On the superoinferior, anteroposterior, and lateral radiographs of the same vertebra, we drew the tangent ellipses around the vertebra then we projected the constructs on each other. We indicated the center points of the ellipses and measured the distance between the points in all the projections (A, B, and C in Figure 4).

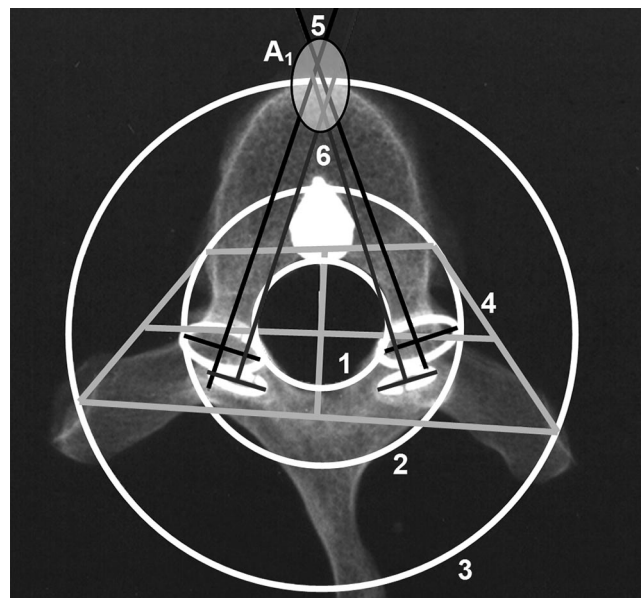


Figure 3. Geometrical correlations drawn on the radiograph of a vertebra (see text for details).

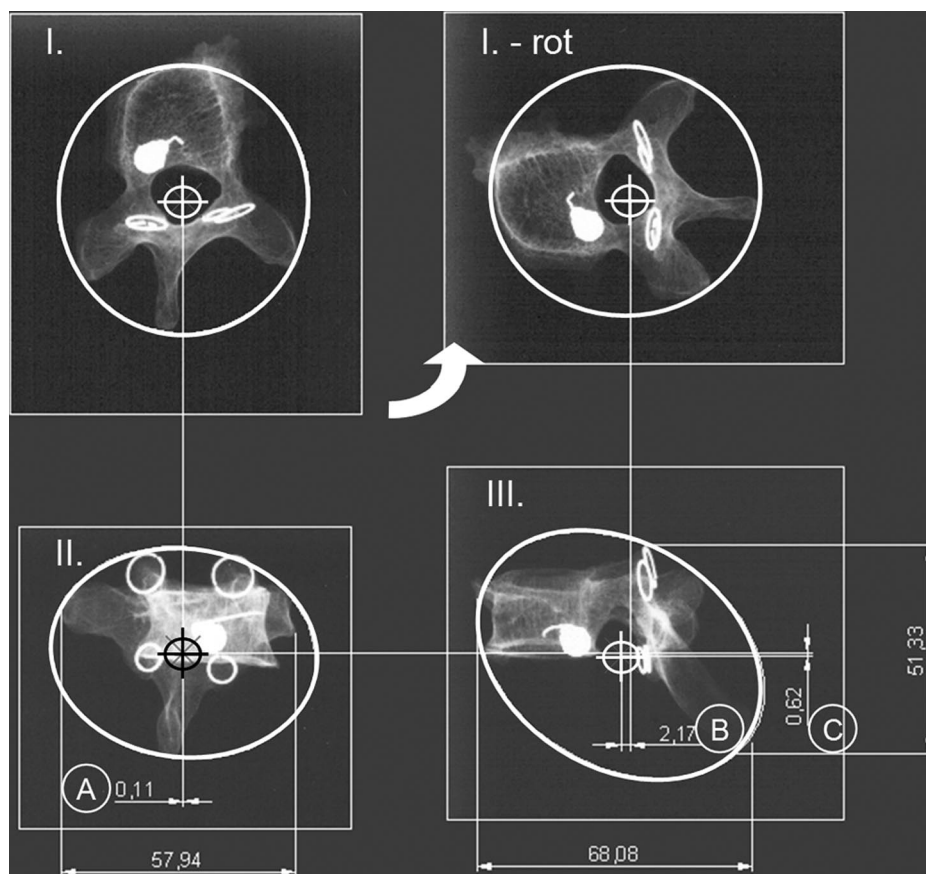


Figure 4. Three-dimensional geometrical determination of the spatial mechanical center of the vertebra.

The Examination of the Change in Volume of the Spinal Canal. For the volumetric measurements of the thoracic spinal canal, we used a model containing 12 thoracic vertebrae and semirigid rubber discs between them. During the measurements, we imitated the 4 different rotational axes given in the literature. We supplemented 3 other possible axes, so the experiments were done altogether on 7 different rotational axes. We took 7 identical plastic thoracic spines and mounted them according to the different rotational axes' sites, by drilling through the vertebrae at the point of the examined axis, and we vertically placed rods in the hole, keeping the normal anatomic curvature. This way, the vertebrae could only rotate around the rods. In the sixth specimen, the axis changes after every pair of vertebrae. The second and third axes could only be modeled by placing the rod in the anterior part of the vertebra and by placing it extravertebral (Figure 5).

The rotation of the vertebrae was carried out with specially modified Goldman kinetic perimeter. The extent of the torsion on the whole plastic thoracic spine was based on the literature (*i.e.*, 85°) according to Gregersen and Lucas.¹⁰

Once we achieved the desired rotation, we made a mold of the vertebral canal by injecting polyurethane foam in it, which is in a liquid state during injection and rapidly solidifies in presence of moisture. Once the foam hardened, it was removed from the montage, showing the print of the tiniest details. We performed this 4 times for each rotational axis imitation, so in the end, we received $7 \times 4 + 1$ (neutral) = 28 + 1 = 29 specimens.

To have comparable molds before measuring the volume, we cut their 2 ends at the same level. The volume of the molds was measured by immersion into water. We repeated each measurement 4 times.

Measurements Performed on *Ex Vivo* Thoracic Spines.

The most suitable direct method for examining the axial rotational axis proved to be that on cadaveric spines. We prepared thoracic spine segments containing the middle⁵⁻⁸ thoracic vertebrae. These not only contained the spine segment but also the surrounding tissues that also have an influence on the rotational axis. In the beginning, we only prepared the spine segments with rib stubs of 5 cm, and afterward, we removed spinal segments with intact rib cage slice.

Measurements Performed on Specimens With Rib Stubs.

Twenty-four specimens were used in the study (14 males, average age 72 years; 10 females, average age 76 years). The specimens were inserted into a special frame, allowing fixation of the upper and lower vertebrae by firmly grasping them and torsion by turning the upper part of the frame against the lower one. As a reference point for the determination of the rotational axis, we placed iron nails²⁰ into the middle 3 adjacent vertebrae. The nails were deliberately put nonparallel for an easier distinction on the axial radiograph made in a superior-inferior direction. All specimens were x-rayed in the anteroposterior and lateral planes before mounting in the frame to exclude those with major degenerative changes and spondylophytes. The nails turned together with the vertebrae, so the rotational axis of the nails allowed us to draw the center of rotation using parts of the immobile frame as fix points. Projecting the neutral and the left and right rotated radiographs on each other, we determined the points serving as center of rotation for each nail between the midposition and the 2 rotational end positions. This is the section of the perpendiculars of the 2 ends of the same nail. This way, all 3 nails gave us the center of rotation belonging to that vertebra (Figure 6). After that, the same mea-

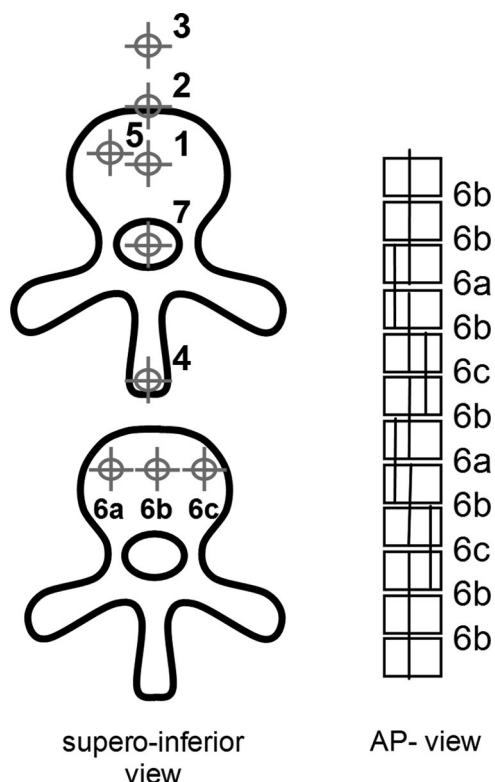


Figure 5. The imitated rotational axes. AP indicates anteroposterior.

Measurements were made again, but this time, we removed the spondylophytes. Then, we removed the rib stubs connected to the examined vertebrae and repeated the measurements. In this manner, 12 radiographs were taken altogether of each of the specimens (Table 1). Theoretically, the centers of rotation should project at the same place on the film. However, there is always some difference that might be explained by the dorsal

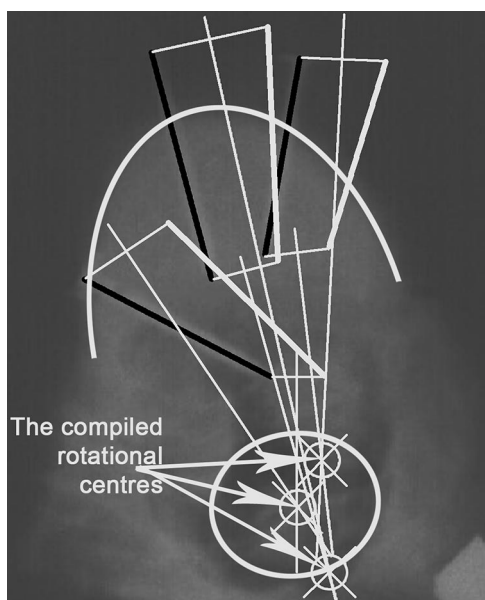


Figure 6. The method used for determining the rotational axis with the 3 nails. Projecting the original radiograph (neutral position) and the rotated situation (counterclockwise) on each other. Lines indicate the outline of the vertebral body and spinal canal.

Table 1. X-rays: Pattern of the Specimens With Rib Stubs

X-ray No.	Spondylophytes	Rib Stubs	Rotational Direction
1	Present	All of them present	Neutral
2	Present	All of them present	Counterclockwise
3	Present	All of them present	Clockwise
4	Not present	All of them present	Neutral
5	Not present	All of them present	Counterclockwise
6	Not present	All of them present	Clockwise
7	Not present	Middle pair removed	Neutral
8	Not present	Middle pair removed	Counterclockwise
9	Not present	Middle pair removed	Clockwise
10	Not present	Middle 3 removed	Neutral
11	Not present	Middle 3 removed	Counterclockwise
12	Not present	Middle 3 removed	Clockwise

kyphosis and, in some extent, also by some imprecision of the system.

Measurements Performed on Specimens Retrieved With a Slice of the Entire Rib Cage. An oblique slice of the trunk was made to include thoracic spine segments, corresponding ribs, and a portion of the sternum. The mounting device was the same; however, an additional fixation for the sternum was added. For technical reasons, this time, the inserted nails were registered on digital pictures. At the beginning of the study, we did anteroposterior and lateral radiographs to exclude specimens that showed important degenerative changes. Altogether, 12 specimens were found suitable for the study (7 males, average age 65 years; 5 females, average age 68 years).

During these measurements, we followed the same method described under “Measurements Performed on Specimens With Rib Stubs” (*i.e.*, we applied alternatively clockwise and counterclockwise torque on the spine with and without the fixation of the sternum, and, in 5 cases, we repeated it after removal of the middle adjacent 2 pairs of ribs) (Table 2).

The determination of the center of rotation was done in the same manner as the aforementioned experiment. Referring to the visible part of the nails, we plotted the rotational center.

■ Results

Geometrical Approaches for the Determination of the Rotational Center

Determination by Geometrical Correlations

Ellipses. We found that in all of the cases, the geometrical center of ellipses Nos. 2 and 3 fell into the spinal canal.

Table 2. Pictures Taken of the Specimens Retrieved With a Slice of the Entire Rib Cage

Picture No.	No. Ribs	Rib Cage Fixed	Rotational Direction
1	4	No	Neutral
2	4	No	Counterclockwise
3	4	No	Clockwise
4	4	Yes	Neutral
5	4	Yes	Counterclockwise
6	4	Yes	Clockwise
7	2	No	Neutral
8	2	No	Counterclockwise
9	2	No	Clockwise

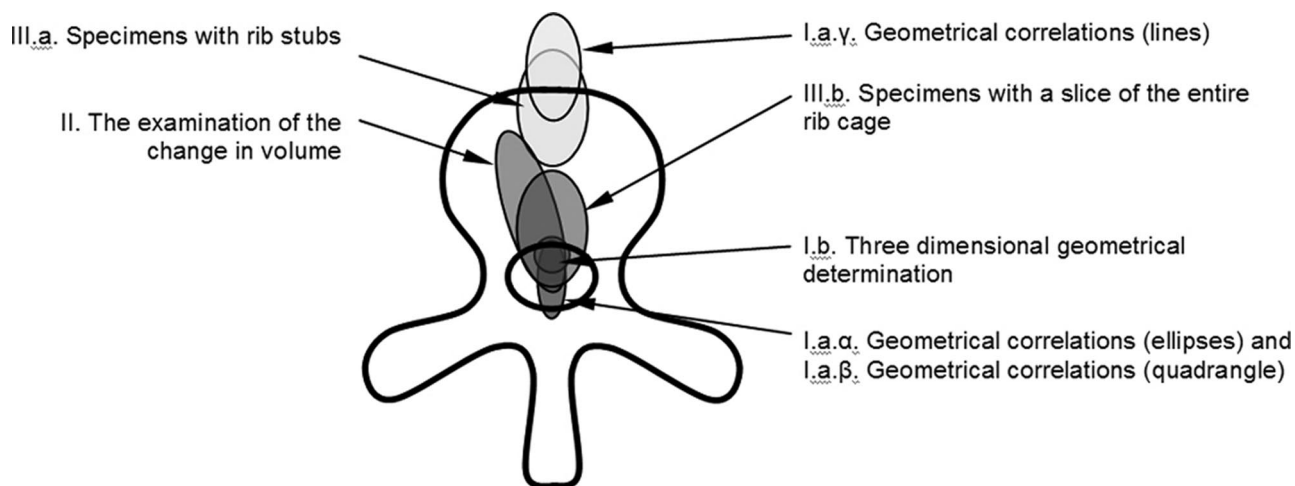


Figure 7. The most likely place of the rotational axis based on the results of the different measurements.

Quadrangle. Similarly, the plotted center of the quadrangle was located inside ellipse No. 1 all the time.

According to the pattern of our results, the tendency of the center of the ellipses and the quadrangle has to fall somewhere around the midsagittal axis of the spinal canal (caption I.a.α. and I.a.β. in Figure 7).

Lines. The intersection of the lines fell close to or on the anterior border of the vertebral body in 66% for the superior (lines No. 5) and 80% for the inferior articular facets (lines No. 6). This area is marked A_1 in Figure 3.

Based on these examinations, we can still place the center of rotation in 2 places (caption I.a.α., I.a.β. and I.a.γ. in Figure 7).

Three-Dimensional Geometrical Determination. Only 3 of the examined 126 vertebrae had the center of one of the ellipses outside the sphere that corresponds to one tenth of the vertebra. According to this, we can state that the center of the ellipses are located with 97.62% accuracy inside a sphere of which the diameter is 10% of the vertebra, so these points are more or less located in the same volume in space. The average volume was 5.37%, with the standard deviation of 2.16%. The sphere in which all the center points are located is at the lower edge in the middle of the vertebral canal.

The Examination of the Change in Volume of the Spinal Canal

By looking at the molds, we did not notice sharp angulations at all. Table 3 shows the measured volumes. According to the measurements after rotation, the volume of the vertebral canal decreased the most in No. 4, thus, we believe this is the least likely axis. The volumetric difference is the greatest between axis Nos. 4 and 5, but the results do not differ from each other considerably. The volume of the molds of setting Nos. 1, 2, 3, and 6 was practically the same. Nos. 5 and 7 changed the least after rotation. Therefore, based on our examinations, we consider axis Nos. 5 and 7 as possible axes, and the center of rotation could be placed, as shown in Figure 7 (caption II).

Measurements Performed on Ex Vivo Thoracic Spines

Measurements Performed on Specimens With Rib Stubs. We rotated the 24 retrieved spine segments 8 times, altogether 192 times. After determining the center of rotation on each picture, we constructed 576 points, out of which 478 proved to be utilizable. We grouped these points according to their localization in or around the vertebra. Table 4 shows the established regions, number of points, and their percentage according to the pattern of the removed specimen with rib stubs.

We analyzed with the χ^2 test that the relation between the localization and pattern of the removed specimens is significant ($P = 0000$; Pearson $\chi^2 = 42.35$).

Based on the results, we established the following:

- The majority of the results of the measurements placed the center point on the vertebral body, or in front of it.
- After removing the ribs, the point of axial rotation moved forward.

Caption III.a. in Figure 7 shows the place of the axial rotational axis based on these examinations.


Measurements Performed on Specimens Retrieved With a Slice of the Entire Rib Cage. We removed 12 specimens with intact rib cage, out of which 7 were rotated 4 times (in the beginning of the experimental series) and the rest 6 times. Altogether, we performed 58 rotations. After determining the center of rotation, we obtained 108 usable results. We grouped these points according to the protocol described under the heading “Measurements Performed on Specimens With Rib Stubs” (Table 5).

We also performed the analysis on the relation between the localization and pattern of the removed specimens with the χ^2 test ($P = 0004$; Pearson $\chi^2 = 19.281$).

According to our results, we can state the following:

- Most of the center points fell on the anterior half of the vertebral body, or the spinal canal, basically on

Table 3. Four Series of the Examination of the Change in Volume of the Moulds (axis 1–4) in cm³

									Neutral
Axis		1	2	3	4	5	6	7	Neutral
1 st series	1 st mould	60	60	64	50	71	62	65	71
	2 nd mould	59	59	61	60	65	61	61	
	3 rd mould	60	65	60	55	68	61	62	
	4 th mould	62	58	54	61	66	68	70	
2 nd series	1 st mould	62	58	62	50	70	62	66	72
	2 nd mould	58	58	62	60	65	62	62	
	3 rd mould	60	64	60	56	68	62	64	
	4 th mould	61	57	52	60	67	68	70	
3 rd series	1 st mould	62	60	62	50	72	62	68	69
	2 nd mould	58	59	62	60	65	63	61	
	3 rd mould	60	64	60	56	68	62	65	
	4 th mould	62	57	52	60	68	69	68	
4 th series	1 st mould	62	61	63	50	70	61	67	70
	2 nd mould	57	60	61	58	65	62	60	
	3 rd mould	59	65	60	56	68	62	65	
	4 th mould	61	57	52	60	68	69	69	
Average:		60.2	60.1	59.2	56.4	67.7	63.5	65.2	70.5

the midsagittal axis of the vertebra (caption III.b. in Figure 7).

- If 2 ribs were removed, then the axis moved forward.

Based on our data, we compared the total numbers between the 2 different measurements (“Measurements Performed on Specimens With Rib Stubs” and “Measurements Performed on Specimens Retrieved With a Slice of the Entire Rib Cage”), which was also significant ($P = 0000$; Pearson $\chi^2 = 143.476$). These facts suggest the conclusion that the rib cage has a significant effect on the determination of the axis.

■ Discussion

In the present state, we know quite a lot about the bio-mechanics of healthy and pathologic spines. Nevertheless, for a seemingly simple question like the place of axial rotation of the thoracic spine, the literature gives contradicting results. During correction of a scoliotic deformity, when trying to correct the pathologic rotation, not knowing the physiologic rotation can be hazardous.

According to the initial hypothesis, the farther the rotational axis is from the center of the spinal canal and the larger the degree of rotation, the larger the shear on

Table 4. The Localization of the Center of Rotation According to the Pattern of the Removed Specimen With Rib Stubs (478 results)

Localization	Initial Removed Form No. Points (%)	After the Removal of			Total No. Points (%)
		Spondylophytes No. Points (%)	A Pair of Rib Stubs No. Points (%)	3 Pairs of Rib Stubs No. Points (%)	
In front of the vertebral body	34 (26.6)	24 (20.9)	36 (30.5)	33 (28.2)	127 (26.6)
In the vertebral body	51 (40.5)	62 (53.9)	60 (50.8)	56 (47.9)	229 (47.9)
Lateral from the vertebra	18 (14)	15 (13)	18 (15.2)	3 (2.56)	54 (11.3)
Vertebral foramen	14 (10.9)	6 (5.2)	3 (2.5)	21 (18)	44 (9.2)
Behind the vertebral foramen	11 (8.6)	8 (7)	1 (0.84)	4 (3.4)	24 (5)
Total No. points	128 (100)	115 (100)	118 (100)	117 (100)	478 (100)

Table 5. The Localization of the Center of Rotation According to the Pattern of the Specimens Retrieved With a Slice of the Entire Rib Cage (108 results)

Localization	Without Fixing of the Sternum No. Points (%)	Fixing the Sternum No. Points (%)	Removing 2 Pairs of Ribs No. Points (%)	Total No. Points (%)
In front of the vertebral body	2 (4.87)	2 (4.25)	0 (0)	4 (3.7)
In the vertebral body	14 (34.14)	11 (23.4)	9 (45)	34 (31.5)
Lateral from the vertebra	0 (0)	0 (0)	0 (0)	0 (0)
Vertebral foramen	10 (24.4)	10 (21.27)	11 (55)	31 (28.7)
Behind the vertebral foramen	15 (36.6)	24 (51.06)	0 (0)	39 (36.1)
Total No. points	41 (100)	47 (100)	20 (100)	108 (100)

the spinal cord. In other words, a rotational axis far from the spinal canal would endanger the spinal cord.

We wanted to form our opinion, so we examined the thoracic spine in many different ways. If we summarize the results and place the different axial rotational centers obtained onto one vertebra, we receive a picture seen in Figure 7.

The lesson learned was the experimental approach is highly influenced the obtained result. Therefore, we can say that the axial rotational axis is most probably: in the median-sagittal plane; and it is located on the vertebral body or in front of it, or within the spinal canal.

By reviewing our methods used, we can narrow down these general and inconclusive statements.

The cadaver examinations done with the rib stubs and rib cages showed that the ribs have an effect on the axis that must be taken into account. This fact is agreed on by some other authors.²¹⁻²³ (At this point, it became clear to us that the contradiction in the literature is caused by the fact that the spine segments were examined without ribs.) In both of the examination series performed with ribs, it can be seen that the rotational axis is located more anteriorly if the ribs are not present. Therefore, we only consider the cadaver spine segment examinations per-

formed on specimens retrieved with a slice of the entire rib cage as accurate.

Going along the same line, we can say that out of the 2 areas we obtained during the geometrical examinations, the area near the vertebral foramen is the accurate one, and we can disclose A_1 , the plane of the articular processes of the thoracic vertebrae are not parallel nor perpendicular to any of the main planes, thus, the center point determined on the radiographs taken from the superior-inferior direction is not the projection of the true center.^{24,25} Therefore, the center of the tangent ellipse of the vertebra determines the place of the rotational axis, similarly to the ellipse drawn on the articular processes.

So, if we do not take the result of these 2 measurements into account, we get the following places: caption I.a.α., I.a.β., I.b., II. and III.b. indicates them in Figure 7.

Summarizing all our experimental series we came to the conclusion that the most likely place of the axial rotational axis of the thoracic vertebrae is the intersections of the areas indicated in caption I.a.α., I.a.β., I.b., II. and III.b., as shown in Figure 7.

Hence, we agree with those authors¹²⁻¹⁴ who placed it at the part of the anterior wall of the vertebral canal in the median-sagittal plane (Figure 8).

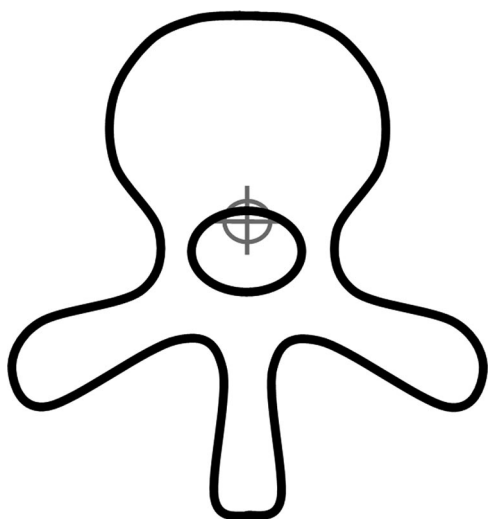


Figure 8. The most likely place of the rotational axis based on the summary of our examinations.

■ Key Points

- The related literature gives contradicting results for the position of the axial rotational axis of the thoracic spine.
- Different geometrical and biomechanical evaluations were performed to clarify this question.
- The most likely place for the rotational axis is on the median-sagittal plane, in the anterior portion of the spinal canal.

Acknowledgments

The authors wish to thank the University of Debrecen, Department of Radiology for their help with taking the radiograph pictures, and the Department of Pathology for their help and cooperation with the cadaver experimentations. We declare that the experiments comply with the current laws of Hungary (that country in which they were performed), and also comply with and have

the ethics approval of the host University (The Local Ethics Committee of the Scientific Board of the University Medical School of Debrecen-DOTE RKEB/IKEB-Prot. No. 2099/2003).

References

- Dubouset J. Assessment of the rotational deformity. In: Cañadell J, Forriol F, Cara JA, eds. *Idiopathic Scoliosis Update. Basic Research and Clinical Concepts*. University of Navarra Medical School Pamplona; 1991:311–6.
- Csernátóy Z, Gáspár L, Benkő K, et al. Experimental studies for the surgical correction and fixation of dorsal spine deformities. *Acta Chir Hung* 1997;6: 51–3.
- Csernátóy Z, Szepesi K, Gáspár L, et al. Contradictions of derotation in scoliosis surgery using the CD principle. *Med Hypotheses* 2002;58:498–502.
- Roaf R. The basic anatomy of scoliosis. *J Bone Joint Surg Br* 1966;48: 786–92.
- Stagnara P. *Spinal Deformity*. London: Butterworths; 1988:82.
- Kapandji IA. Physiologie articulaire. In: *Schémas Commentés de Mécanique Humaine*. Tomo III. Paris, France: Maloine; 1980.
- Åkerblom B. Standing and sitting posture. Thesis. AB Nordiska Bokhandeln, Stockholm, 1948. White AA. Analysis of the mechanics of the thoracic spine in man. An experimental study of autopsy specimen. *Acta Orthop Scand Suppl* 1969;127:28.
- Louis R. Spinal dynamic function. In: Louis R, ed. *Surgery of the Spine. Surgical Anatomy and Operative Approaches*. Berlin: Springer Verlag; 1982: 63–74.
- Lapierre A. Analyse segmentaire des mouvements du corps humain. In: Bailière JP, ed. *La Rééducation Physique*. Paris, France: Masson; 1975:173–214.
- Gregersen GG, Lucas DB. An in vivo study of the axial rotation of the human thoracolumbar spine. *J Bone Joint Surg Am* 1967;49:247–62.
- Lindahl O. Resection of vertebral transverse processes in idiopathic scoliosis. *Acta Orthop Scand* 1966;37:342–7.
- Straßer H. *Lehrbuch der Muskel-und Gelenkmechanik*. Berlin, Germany: Springer Verlag; 1908:341.
- Bouillet R, Vincent A. La scoliose idiopathique. *Acta Ortop Belg* 1967;33: 95–388.
- Nash CL Jr, Moe JH. A study of vertebral rotation. *J Bone Joint Surg Am* 1969;51:223–9.
- Lloyd-Roberts GC, Pincott JR, McMeniman P, et al. Progression in idiopathic scoliosis. A preliminary report of a possible mechanism. *J Bone Joint Surg Br* 1978;60-B:451–60.
- Porter RW. Can a short spinal cord produce scoliosis? *Eur Spine J* 2001;10: 2–9.
- Porter RW. The pathogenesis of idiopathic scoliosis: Uncoupled neuro-osseus growth? *Eur Spine J* 2001;10:473–81.
- Panjabi MM, Takata K, Goel V, et al. Thoracic human vertebrae. Quantitative three-dimensional anatomy. *Spine* 1991;16:888–901.
- Scoles PV, Linton AE, Latimer B, et al. Vertebral body and posterior element morphology: The normal spine in middle life. *Spine* 1988;13:1082–6.
- Weber EH. Anatomisch-physiologische Untersuchung über einige Einrichtungen in Mechanismus der menschlichen Wirbelsäule. *Arch Anat Physiol* 240, 1827. In Lysell E: Motion in the cervical spine. An Experimental Study on Autopsy Specimen. *Acta Orthop Scand Suppl* 1969;123:7.
- Hafer TR, O'Brien M, Felmlly WT, et al. Instantaneous axis of rotation as a function of the three columns of the spine. *Spine* 1992;17:S149–54.
- Oda I, Abumi K, Cunningham BW, et al. An in vitro human cadaveric study investigating the biomechanical properties of the thoracic spine. *Spine* 2002; 27:E64–70.
- Takeuchi T, Abumi K, Shono Y, et al. Biomechanical role of the intervertebral disc and costovertebral joint in stability of the thoracic spine: A canine model study. *Spine* 1999;24:1414–20.
- Ebraheim NA, Xu R, Ahmad M, et al. The quantitative anatomy of the thoracic facet and the posterior projection of its inferior facet. *Spine* 1997; 22:1811–7.
- Panjabi MM, Oxland T, Takata K, et al. Articular facets of the human spine. Quantitative three-dimensional anatomy. *Spine* 1993;18:1298–310.

Learning from errors

Morel-Lavallée syndrome of the tibia

Szabolcs Lajos Molnar,¹ Angel Recarte,¹ Oscar Villafaña,¹ Pedro Lecumberri,¹ Zoltán Csernátóy²¹Department of Orthopaedic Surgery, Mutua Navarra, Pamplona, Spain;²Department of Orthopaedic Surgery, Medical and Health Science Center, University of Debrecen, Debrecen, Hungary**Correspondence to** Dr Szabolcs Lajos Molnar MD, szabolcsmolnandr@gmail.com**Summary**

Morel-Lavallée syndrome of the tibia is a rarely published entity which needs special attention in the treatment of the degloving injury conjoined with tibial fracture. The authors present the case of a radiologically easily manageable tibial fracture complicated by soft tissue damage. The authors discuss the pertinent literature, the pitfalls and controversies of the treatment and the authors would like to offer our suggestions for minimising the complications.

BACKGROUND

There are well-established fracture classifications which serve to determine the mechanism of injury, the absorbed energy, the treatment options and the follow-up.¹ In case of open fractures, the Gustilo–Anderson classification is the most widely used attention to the soft tissues.² In case of closed fractures, the paying evaluation of vasculo-nervous bundles of the extremity and of skin condition must never be mistaken. Östern and Tschern established an approach for this damage³ which advises regular revision (preferably daily) in case where there is a deterioration of the local conditions. The possibility for the attributes and the time of recovery is influenced by the host as described by Cierny.⁴ All these aspects must be evaluated prior to the admission and decisions taken for the treatment of a tibial fracture.

CASE PRESENTATION

A 49-year-old female labourer suffered a closed tibial and fibular fracture. A Tschern II soft tissue injury was found during the first inspection. The Cierny risk classification level was B due to smoking.

INVESTIGATIONS

The tibial and fibular fracture were confirmed with two-plane x-rays. Physical examination demonstrated excellent capillary and arterial flow distal to the fracture side. There were no motor or sensory deficits. Passive movements of the muscles did not suggest pain originated from compartment syndrome.

DIFFERENTIAL DIAGNOSIS

The first lesion to rule out in case of any doubt is vasculo-nervous injury. The best modality to disclose arterial alteration is with angiography. It can demonstrate the rupture, closure or compression of the tibial artery. The nerves can be compressed also in compartment syndrome which is a diagnosis of the intracompartmental pressure. Venous insufficiency can be diagnosed by ultrasound which also can be helpful in case of lymphangitis or lymphocele. Never overlook the signs of acute or chronic infection.

TREATMENT

She was admitted and operated with intramedullar nailing the day after admission. During operation there was diffuse leakage from the incisions without apparent bleeding, degloving or alert of a compartment syndrome. We left drainage for 48 h in the proximal incision and elevated the leg and prolonged her antibiotic dose.

OUTCOME AND FOLLOW-UP

In spite of an excellent vascularity of the extremity and the correct rehabilitation protocol, at the end of the first week, skin necrosis was detected in the distal part (figure 1) so we decided to carry out an open debridement. During the procedure we had to proceed with an extended excision and free graft transplantation. We had to remove one distal screw (figure 2) which later prevented us from performing a rehabilitation protocol fitted to the applied fracture treatment and we also had to discharge the patient much later than anticipated.

DISCUSSION

Morel-Lavallée syndrome was first described in 1848.⁵ It is a closed soft-tissue injury, in which the skin and subcutaneous tissue are separated from the underlying fascia. There are three important details in the deterioration of the skin lesion in case of fracture. First, that the lesion is often not obvious at the beginning; the only clinical sign is leakage or bruising – so there can be a delay to diagnose and manage it.⁶ The diagnostic method can include close inspection for soft fluctuance and skin hypermobility.⁷ The second important detail is the room due to the separation filled with blood and necrotic tissue and can complicate the treatment of the underlying fracture as well. Third, there is the latent possibility of bacterial colonisation.⁸ These three important points emphasise the importance of the performance of the surgeon, because controversy exists about the method of rectification of the fracture, the risk of infection (either osteomyelitis or soft tissue) and devitalising the already-injured skin over the bone lesion.

The general principle of the treatment of Morel-Lavallée syndrome is open debridement with packing or delayed



Figure 1 Soft tissue damage 1 week after the fracture.

closure. However, there is a tendency to use a percutaneous drainage in the first 3 days after the injury as a first trial.⁹ In spite of the seriousness of the damage, the risk of infection is not proportional, as it is a closed injury and the colonisation takes place some time after the haematoma is created, probably as a result of circulating bacteria that are present after major trauma.¹⁰

Due to these controversies, the treatment algorithm is very important. As the risk of infection elevates only with the haematoma formation, we have a 'window' period (presumably some days but not a week) to observe, to revise and to treat the primarily lesion not yet obvious. There is an option for the rapid synthesis of underlying fracture and observation (not more than 3 days) of the soft tissue damage. As the Morel-Lavallée syndrome of the leg is uncommon but is, at the same time, a major soft tissue injury and can leave further complications, we



Figure 2 X-ray of the middle third tibia and fibula fracture (AO 42 A2) – anteroposterior viewed 1 week after the initial fixation (the place of the extracted distal screw which was in the area of skin damage can be seen).

advise (in case of underlying fracture): reducing and fixing the bone, observing the soft tissue damage and treating it within three days if it is necessary = 'fix, wait and see'.

Learning points

- ▶ In case of any fracture, the ministering physician must evaluate not only the radiological classification, but the soft tissue injury, the host type and should only then determine the treatment after taking these other details into account.
- ▶ If there is a tibial fracture with the possibility of no apparent soft tissue damage, we would advise managing the fracture with the least invasive correction method, prolonging the antibiotic prophylaxis and performing a percutaneous drainage over the first 3 days after the injury.
- ▶ Fix, wait and see.

Competing interests None.

Patient consent Obtained.

REFERENCES

1. **Müller ME**, Nazarian S, Koch P, *et al*. The Comprehensive Classification of Fractures of Long Bones. Berlin, Germany: Springer-Verlag 1990.
2. **Gustilo RB**, Anderson JT. Prevention of infection in the treatment of one thousand and twenty-five open fractures of long bones: retrospective and prospective analyses. *J Bone Joint Surg Am* 1976;**58**:453–8.
3. **Östern HJ**, Tscherne H. Pathophysiology and classification of soft tissue injuries with fractures. In: Tscherne H, Gotzen L, eds. *Fractures with Soft Tissue Injuries (German)*. Telger TC (trans.). Berlin, Germany: Springer-Verlag 1984:1–9.
4. **Cierny G**, Mader JT. Adult chronic osteomyelitis – an overview. *Orthopedics* 1984;**7**:1557–64.
5. **Morel-Lavallée M**. Traumatismes fermes aux membres inférieurs (Tesis). Paris, France: Hauquelin 1848.
6. **Hudson DA**, Knottenbelt JD, Krige JE. Closed degloving injuries: results following conservative surgery. *Plast Reconstr Surg* 1992;**89**:853–5.
7. **Hak DJ**, Olson SA, Matta JM. Diagnosis and management of closed internal degloving injuries associated with pelvic and acetabular fractures: the Morel-Lavallée lesion. *J Trauma* 1997;**42**:1046–51.
8. **Kudsk KA**, Sheldon GF, Walton RL. Degloving injuries of the extremities and torso. *J Trauma* 1981;**21**:835–9.
9. **Tseng S**, Tornetta P3rd. Percutaneous management of Morel-Lavallee lesions. *J Bone Joint Surg Am* 2006;**88**:92–6.
10. **Allgöwer M**, Dürig M, Wolff G. Infection and trauma. *Surg Clin North Am* 1980;**60**:133–44.

This pdf has been created automatically from the final edited text and images.

Copyright 2011 BMJ Publishing Group. All rights reserved. For permission to reuse any of this content visit <http://group.bmj.com/group/rights-licensing/permissions>.

BMJ Case Report Fellows may re-use this article for personal use and teaching without any further permission.

Please cite this article as follows (you will need to access the article online to obtain the date of publication).

Molnar SL, Recarte A, Villafañe O, Lecumberrri P, Csernátóy Z. Morel-Lavallée syndrome of the tibia. *BMJ Case Reports* 2011;10.1136/bcr.05.2011.4227, date of publication

Become a Fellow of BMJ Case Reports today and you can:

- ▶ Submit as many cases as you like
- ▶ Enjoy fast sympathetic peer review and rapid publication of accepted articles
- ▶ Access all the published articles
- ▶ Re-use any of the published material for personal use and teaching without further permission

For information on Institutional Fellowships contact consortiasales@bmjgroup.com

Visit casereports.bmj.com for more articles like this and to become a Fellow

Reminder of important clinical lesson

Dislocation of the ulnar nerve at the elbow in an elite wrestler

Szabolcs Lajos Molnar,¹ Peter Lang,² János Skapinyecz,³ Babak Shadgan^{4,5}¹Department of Orthopaedic Surgery, Mutua Navarra, Pamplona, Spain;²Department of Orthopaedics, Hospitaller Brothers of Saint John of God, Budapest, Hungary;³Department of Neurosurgery, Teaching Hospital of B-A-Z County, Miskolc, Hungary;⁴Medical Committee, International Federation of Associated Wrestling Styles (FILA), Vancouver, Canada;⁵Department of Orthopaedic Surgery, University of British Columbia, Vancouver, Canada**Correspondence to** Dr Szabolcs Lajos Molnar, szabolcsmolnadr@gmail.com**Summary**

Dislocation of the ulnar nerve is uncommon among the general population, but it has been reported more frequently in athletes who use their upper limbs to make forceful and resisted flexion of elbow joint. The authors report a unique case of ulnar nerve dislocation in an elite wrestler treated by partial epicondylectomy and subcutaneous transposition of the ulnar nerve. Following the surgery, a supervised and well-designed sport-specific rehabilitation program is a necessary requirement for a rapid return to sport. Such a program requires a bilateral consultation and collaboration between treating physician and trainer of the wrestler. The athlete regained his full function and returned to wrestling after a 3-month sport-specific functional rehabilitation program.

BACKGROUND

While dislocation of the ulnar nerve is uncommon among the general population, it has been reported more frequently in athletes who use their upper limbs to make forceful and resisted flexion of elbow joint.^{1–3} We report a case of ulnar dislocation in an elite wrestler, emphasizing on the importance of the sport-specific rehabilitation program assisted by the trainer of the athlete following surgical intervention.

CASE PRESENTATION

A 17-year-old elite wrestler suffered an injury after a simple fall on the elbow during a wrestling training session, in spite of the fact that he was well prepared and fit. He had sharp, electric-type pain around the medial epicondyle of his left elbow with elbow-flexion during wrestling 1 week after the trauma.

INVESTIGATIONS

Physical examination including provocative tests confirmed flexion-induced ulnar nerve dislocation. No remarkable swelling or ulnar motor deficit was observed in the nerve conduction studies and elbow movement during daily life was pain-free. Imaging investigation including dynamic sonography of the elbow confirmed dynamic instability of the ulnar nerve and showed that there was no dysplasia of the retrocondylar ulnar groove and also ruled out snapping triceps syndrome.

DIFFERENTIAL DIAGNOSIS

As ulnar nerve hypermobility has been reported in 2–47% of asymptomatic individuals, accurate diagnosis of the ulnar nerve dislocation requires a careful history taking, a thorough physical examination (with standardised clinical evaluation technique) followed by appropriate anatomical

and functional imaging investigation such as dynamic sonography of the elbow.^{3–5}

Care should be taken to make a good differential diagnosis from snapping triceps syndrome (sonography), arcade of Struther (x-ray), oedema of the ulnar nerve due to contusion (sonography), dysplasia of the retrocondylar ulnar groove (sonography) or entrapment in the origin of the two heads of the flexor carpi ulnar muscle (nerve conduction studies).^{3,6}

TREATMENT

Considering the professional level of the athlete that warranted a definite treatment with a rapid return to sport, a surgical intervention including partial epicondylectomy followed by subcutaneous transposition and fixation of the ulnar nerve, a modified procedure described originally by King and Morgan^{7,8} was performed (figure 1).

OUTCOME AND FOLLOW-UP

Following the surgery, a functional sport-specific rehabilitation program was promptly undertaken. After removing the sutures, patient was instructed to start running, cycling, swimming (free style) and reinforcement of the other three extremities and the trunk. Following a gradual improvement in muscle function, he began to exercise his operated arm with light weights after the fourth week of surgery. He was allowed from the sixth week to increase the intensity and complexity of arm movements such as rope climbing that progressed to throwing manoeuvres in the mat on the eighth week. He started light wrestling exercises, approximately at 30–50% of maximum intensity with an opponent in a lower weight category from the tenth week. He regained his full activity and fitness at the end of the twelfth week after the surgery. The wrestler was carefully observed and assisted by his trainer and

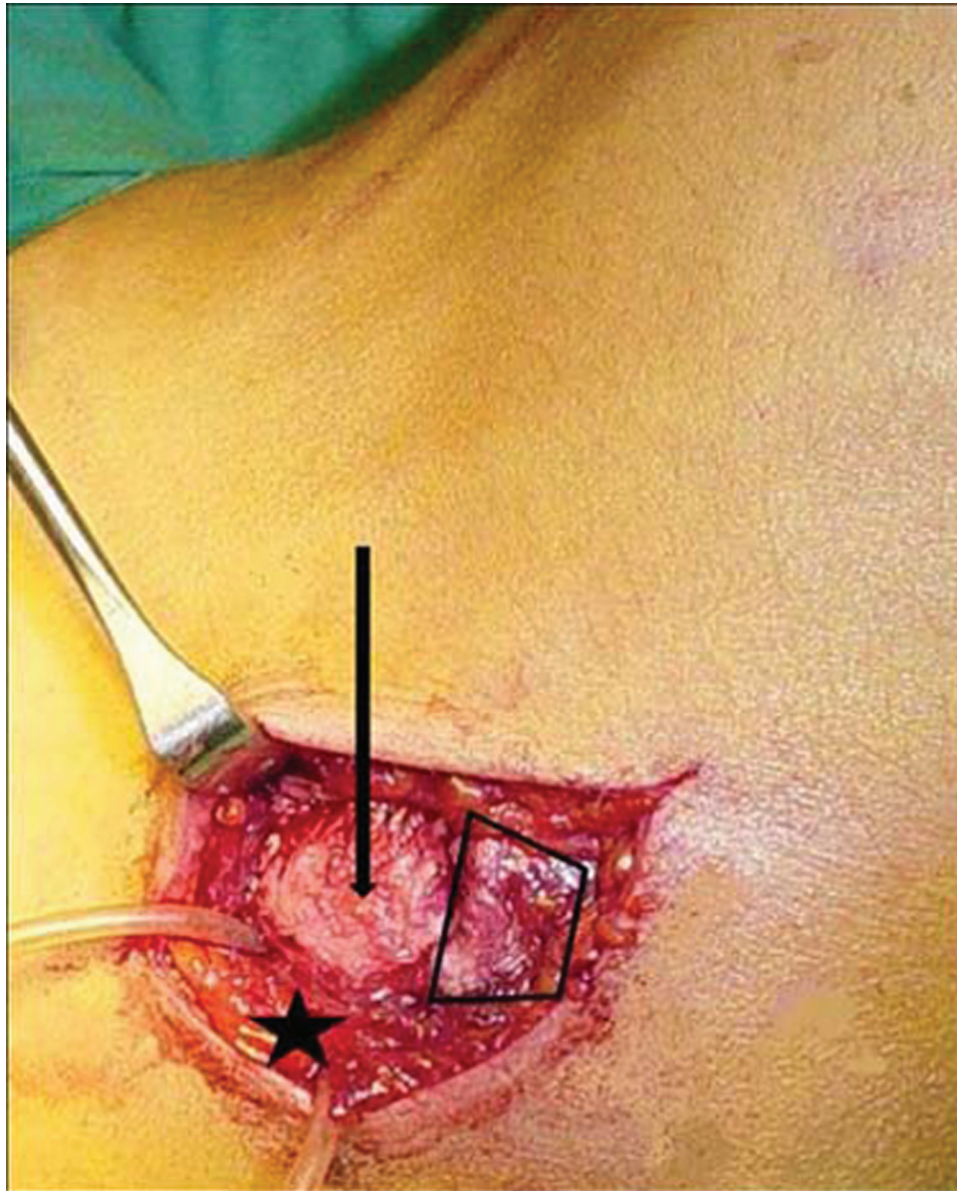


Figure 1 Isolation of the ulnar nerve and partial epicondylectomy (left elbow, ulnar side - intraoperative picture). *: ulnar nerve (isolated with rubber), arrow: resected epicondyle, trapezoid area: the theoretical ligamentum epicondyloolecranicum.

regularly visited and assessed by the surgeon during all rehabilitation sessions.

DISCUSSION

Ulnar nerve dislocation was first described by Blattmann in 1851.⁹ This condition is described in the medical literature with different terms including luxation, instability, hypermobility and recurrent luxation / subluxation of the ulnar nerve.^{3 4 9-10} Each of them has its own origin, explanation and emphasises a different clinical aspect of the cubital tunnel syndrome. This is a rare nerve entrapment syndrome, which is caused by the absence, rupture or laxity of the epicondyloolecranal ligament. Dysplasia of the retrocondylar ulnar groove also increases the likelihood of the condition.³ By flexing the elbow, the nerve leaves its sulcus and becomes compressed by the medial humeral epicondyle. In athletes with well-developed upper limb muscles, the prominent medial head of triceps further

pushed out the nerve from the sulcus when flex the elbow. It might be a reason for rapid development of this pathology in athletes.

Normal activity is rarely affected by ulnar nerve dislocation within a general lifestyle; hence, several years can pass from the beginning of the symptoms until the evolution of the late ulnar paresis.¹⁰ However, in athletes who require frequent forceful flexion of elbow, especially in those with strong and developed upper limb muscles, ulnar nerve dislocation results in inconvenient symptomatic condition that impedes the competitors and therefore needs early surgical attention.^{4 6 8} Due to the diversity and complexity of the possible causes in a relatively small anatomic region, there is no consensus in the literature about the ideal surgical treatment, but there is a trend for partial epicondylectomy and subcutaneous transposition in case of dislocation.^{4 6}

Following the surgery, a supervised and well-designed sport-specific rehabilitation program is a necessary require-

ment for a rapid return to sport. Such a program requires a bilateral consultation and collaboration between treating physician and trainer of the wrestler. The athlete regained his full function and returned to wrestling after a 3-month sport-specific functional rehabilitation program.

Learning points

- ▶ Dislocation of the ulnar nerve is uncommon among the general population, but it has been reported more frequently in athletes who use their upper limbs to make forceful and resisted flexion of elbow joint.
- ▶ We report a unique case of ulnar nerve dislocation in an elite wrestler treated by partial epicondylectomy and subcutaneous transposition of the ulnar nerve.
- ▶ Due to the diversity and complexity of the possible causes in a relatively small anatomic region, there is no consensus in the literature about the ideal surgical treatment, but there is a trend for partial epicondylectomy and subcutaneous transposition in case of dislocation.
- ▶ We would like to emphasise on the importance of the sport-specific rehabilitation program assisted by the trainer of the athlete following surgical intervention.
- ▶ The athlete regained his full function and returned to wrestling after a 3-month sport-specific functional rehabilitation program.

Acknowledgements The authors would like to express their honour to Miklós Farkasházi (Consultant Orthopaedic Surgeon) and Andras Sike (Olympic Champion, 1988, 57 kg Greco, Seoul), the coach of the wrestler (FTC Budapest, Hungary and the Hungarian Junior Greco Team) in the contribution of the sport-specific rehabilitation programme.

Competing interests None.

Patient consent Obtained.

REFERENCES

1. **Capasso G**, Testa V, Cappabianca S, *et al*. Recurrent dislocation of the ulnar nerve in athletes: a report of two cases. *Clin J Sport Med* 1998;**8**:56–8.
2. **Kamano M**, Koshimune M, Kazuki K. Bilateral recurrent dislocation of the ulnar nerve in semiprofessional swimmer: a case report. *Clin J Sport Med* 2005;**15**:191.
3. **Xarchas KC**, Psillakis I, Koukou O, *et al*. Ulnar nerve dislocation at the elbow: review of the literature and report of three cases. *Open Orthop J* 2007;**1**:1–3.
4. **Calfee RP**, Manske PR, Gelberman RH, *et al*. Clinical assessment of the ulnar nerve at the elbow: reliability of instability testing and the association of hypermobility with clinical symptoms. *J Bone Joint Surg Am* 2010;**92**:2801–8.
5. **Jacobson JA**, Jebson PJ, Jeffers AW, *et al*. Ulnar nerve dislocation and snapping triceps syndrome: diagnosis with dynamic sonography—report of three cases. *Radiology* 2001;**220**:601–5.
6. **Schnabl SM**, Kisslinger F, Schramm A, *et al*. Objective outcome of partial medial epicondylectomy in cubital tunnel syndrome. *Arch Orthop Trauma Surg* 2010;**130**:1549–56.
7. **Kaempffe FA**, Farbach J. A modified surgical procedure for cubital tunnel syndrome: partial medial epicondylectomy. *J Hand Surg Am* 1998;**23**:492–9.
8. **King T**, Morgan FP. Late results of removing the medial humeral epicondyle for traumatic ulnar neuritis. *J Bone Joint Surg Br* 1959;**41-B**:51–5.
9. **Blattmann A**. Beobachtung einer Dislokation des N. ulnaris. *Dtsch Klin* 1851;435–7.
10. **Childress HM**. Recurrent ulnar-nerve dislocation at the elbow. *Clin Orthop Relat Res* 1975:168–73.

This pdf has been created automatically from the final edited text and images.

Copyright 2011 BMJ Publishing Group. All rights reserved. For permission to reuse any of this content visit <http://group.bmj.com/group/rights-licensing/permissions>.

BMJ Case Report Fellows may re-use this article for personal use and teaching without any further permission.

Please cite this article as follows (you will need to access the article online to obtain the date of publication).

Molnar SL, Lang P, Skapinyecz J, Shadgan B. Dislocation of the ulnar nerve at the elbow in an elite wrestler. *BMJ Case Reports* 2011; 10.1136/bcr.02.2011.3806, date of publication

Become a Fellow of BMJ Case Reports today and you can:

- ▶ Submit as many cases as you like
- ▶ Enjoy fast sympathetic peer review and rapid publication of accepted articles
- ▶ Access all the published articles
- ▶ Re-use any of the published material for personal use and teaching without further permission

For information on Institutional Fellowships contact consortiasales@bmjgroup.com

Visit casereports.bmj.com for more articles like this and to become a Fellow

Rögler Gábor¹, Molnár Szabolcs Lajos², Berkes István³, Barna Tibor⁴

1: Semmelweis Egyetem Testnevelési és Sporttudományi Kar. E-mail: stone89@freemail.hu

2: Hospital Ernest Lluch, Calatayud, Aragon, Spanyolország.

E-mail: szabolcsmolnardr@gmail.com

3: Semmelweis Egyetem Testnevelési és Sporttudományi Kar. E-mail: beris@enternet.hu

4: Semmelweis Egyetem Testnevelési és Sporttudományi Kar. E-mail: barna@tf.hu

Élvonalbeli birkózók elülső keresztszalag-sérülése: epidemiológia, megelőzési lehetőségek, kezelés

Anterior Cruciate Ligament Injury among Elite Wrestlers: epidemiology, prevention, therapy

Levelező szerző: **Molnár Szabolcs Lajos**, 31010 Baranain, C. Plaza de los Castanos 2. 8/D, Pamplona, Navarra, Spanyolország

ÖSSZEFOGLALÓ

A birkózás rendkívül összetett sportág: speciális technikai, fizikális és taktikai felkészültséget is igényel. A nem megfelelő felkészülés vagy akár a koncentráció pillanatnyi kihagyása is sérüléshez vezethet. Leggyakrabban a felső testfél sérül, ugyanakkor a sérülések nagy része műtéti beavatkozást nem igényel. A térsérülések ritkábbak, de jelentőségére utal az a tény, hogy a keresztszalag sérülések előbb vagy utóbb műtetre kerülnek.

Tanulmányunkban válogatott birkózók keresztszalag sérüléseit vizsgáltuk. Hipotézisünk az volt, hogy léteznek olyan tudományosan vizsgálható részletek, amelyek eredményeinek összegzése alapján az általános irányelvek mellett, a sportágra jellemző prevenció és rehabilitációs kérdések is tisztázhatóak.

Az általunk vizsgált versenyzők között az életkor, a fogásnem, a súlycsoport, a fogyasztás, valamint az oldaliság nem bizonyult oki tényezőnek a keresztszalag-sérülést illetően. A sérülés mindig olyan mozgás sor során jött létre, amelyben nyílt kinetikus láncból zárt kinetikus láncú terhelésre történő váltás történt – vagyis a szituációk módszeres elemzésével és gyakorolásával megelőzhető a sérülés kialakulása. Beteganyagunk 90%-a került keresztszalag-pótlásra, instabilitásos panaszok vagy következmények alapján. Ezen tapasztalatok abba az irányba mutatnak, hogyha keresztszalag-sérülés következik be, akkor a műtéti döntést előbb vagy utóbb meghozza a versenyző. A versenyzésbe való visszatérés kivétel nélkül 6-9 hónappal a műtét után történt. Tehát birkózóknál nem törekszünk az akcelerált rehabilitációra a sportági igénybevétel és a versenynaptár jellegzetessége miatt.

Kulcs szavak: birkózás, LCA sérülés, nyílt kinetikus lánc, prevenció, rehabilitáció

ABSTRACT

Wrestling is a very complex sport: with special technical, tactical and physical requirements. Improper preparation or inadequate concentration can lead to injury. The upper body is affected more frequently by lesions, but most of the injuries do not require surgical intervention. Although knee injuries are less common, their importance is such that sooner or later, the anterior cruciate ligament deficiency needs operative reconstruction.

In our study we examined the anterior cruciate ligament injuries of Hungarian elite wrestlers. Our hypothesis was that details exist that can be studied scientifically and after the sum of the

results we can establish sport specific prevention and rehabilitation issues beside the general guidelines.

The age, the style, the weight, the weight loss and the side was not a causative factor in our study group. The injury was always the result of a movement, where the loading of the open or closed kinetic chain was ended and changed for the other – so a systematic analysis and practising of the different situations can prevent the lesion damage. The 90% of our patient sample group required surgical reconstruction of the ligament due to joint instability and its consequences. This experience shows that if an anterior cruciate ligament injury occurs, the athlete will most often require surgery. Return to competition always took 6-9 months or more. So there is no need to accelerate rehabilitation among these wrestlers.

Key words: wrestling injuries, ACL tear, open kinetic chain, prevention, rehabilitation

BEVEZETÉS

A birkózás ősi, evolúciós gyökerekkel rendelkező sportág, amely már az ősi suméroknál, az i.e. 5000-es években megtalálható volt (Barna, 2006). Az Ókori Olimpiák programjához i.e. 708-ban csatlakozott és napjainkban is állandó versenyszám az Újkori Játékokon. Bár a küzdelmek jelenleg puha szőnyegen zajlanak, és fokozatosan bővülő óvintézkedések is védik a versenyzőket, elkerülhetetlenek a kisebb nagyobb sérülések a versenyeken, illetve az edzéseken. A birkózás rendkívül összetett sportág: egy-egy mérkőzésen belül anaerob, egy-egy verseny során aerob állóképességre is szükség lehet, ugyanakkor technikai, kondicionális és taktikai felkészültséget is igényel (Mirzaei et al., 2011). A nem megfelelő felkészülés vagy akár a koncentráció pillanatnyi kihagyása is sérüléshez vezethet.

A Világ számos országában népszerű sportág, de a résztvevők számához képest - összehasonlítva a többi sportággal - magasabb a sérülések aránya: derül ki abból az átfogó vizsgálatból, amelyet az USA-ban 2000-2006 között 7-17 éves birkózók fiúk sérüléseit (összesen 167 606 sérülést) vizsgálva végeztek – a kórházi sürgősségi dokumentáció retrospektív tanulmányozásával. A sérülések 91,1%-át a 12-17 éves korosztályban dokumentálták – ebben a magasabb frekvencia mellett szerepet játszott az igazolt versenyzők nagyobb száma is ebben a korosztályban. A sérülések gyakorisága 6,5 sérülés / 1000 birkózó / év a 7-12 évesek között és 29,5 sérülés / 1000 birkózó / év a 12-17 évesek között. A sérülések 75%-a a felső test félen fordult elő. A 97 %-uk gyors kezelés után távozott a kórházból (Myers et al., 2010).

Főiskolás versenyzők felmérése alapján, 3 egymást követő tanév során a sérülések előfordulása 10,1 majd 9,5 végül pedig 4,4 / 1000 birkózó volt (Jarret, 1998; Lightfoot, 2005). A versenyek során 12,7%-os általános sérülési arányt dokumentáltak egy másik tanulmány szerint, amelyeknek kb. az egyharmada (vagyis összesen 4,6%) kényszerült a verseny feladására (Lorish et al., 1992).

A térsérülések jelentőségét a birkózásban az a felmérés támasztja alá, amely szerint ezek 65%-a műtéti kezelést igényel (Lorish et al., 1992). Ugyanakkor az összes térsérülésnek csak a 0-9,1% az elülső keresztszalag (továbbiakban LCA) sérülés (Jarret et al., 1998). A helyzetet bonyolítja, hogy a sérült birkózók fele nem tartja be az orvosi utasítást (Wroble et al., 1986). Birkózás során az LCA sérülése leggyakrabban a térd majdnem teljesen kinyújtott állapotában, védtelen pozícióban jön létre. A sérülések 83% levitel során keletkezik, amikor is csavarásnak van kitéve a terhet viselő térd. Jellemző, hogy a versenyzők lába enyhén hajlított helyzetben érintkezett a szőnyeggel. A birkózás során létrejött LCA sérülések jelentős része verseny során keletkezik (Lightfoot et al., 2005). Kihangsúlyozandó, hogy a FILA Orvosi, Prevenciós és Anti-dopping Bizottsága a sportág biztonságának fokozása érdekében figyelemreméltó lépéseket és rendszabályokat vezetett be, ennek és a jól felkészített

versenyzőknek köszönhetően a Világversenyeken a súlyos sérülések aránya minimális (Shadgan et al., 2010).

Jelen közleményünkben az élvonalbeli birkózók keresztaszlag-sérüléseinek epidemiológiájával, megelőzési és kezelési lehetőségeivel foglalkozunk.

ANYAG ÉS MÓDSZEREK

2011. februárban 10 férfi válogatott birkózó elülső keresztaszlag-sérülését és kezelését vizsgáltuk retrospektíven, kérdőíves módszerrel.

A vizsgált csoport sérülései 2001-2010 között jöttek létre. A vizsgálatba való bekerülés kritériuma volt az élsportoló (heti legalább 5 edzés) és válogatott szint. A vizsgált birkózók között szerepelt 5 világversenyen érmet is szerzett (Olimpiai ezüstérmes, Világbajnoki ezüstérmes, Európa Bajnoki bronzérmes, Junior Világ- és Európa bajnok, valamint Junior Európa Bajnoki ezüstérmes), illetve további 5, világversenyen Magyarországot képviselő sportoló. Mindegyikük szerepel a FILA adatbázisában.

Hipotézisünk az volt, hogy léteznek olyan tudományosan vizsgálható részletek, amelyek eredményeinek összegzése alapján az általános irányelvek mellett, a sportágra jellemző prevenció és rehabilitáció kérdései is tisztázhatóak.

A következő kérdéseket vizsgáltuk:

- Alap adatok: életkor a sérülés időpontjában, fogásnem, súlycsoport a sérüléskor, átlagos testsúly, fogyás mértéke, sérült térd oldalassága.
- Sérülés mechanizmusa (sportág specifikus szituációk), helye (edzés, verseny illetve időbeli előfordulása edzés és verseny során), egyszer vagy többször sérült, a sérülés tényének orvosi rögzítése (mi után állították fel a végleges diagnózist: panaszok-, vizsgálat alapján, MRI vagy artroszkópos vizsgálat után). Társsérülés volt-e (sérült-e más térdízületi struktúra is, mint az LCA)?
- Történt-e műtéti beavatkozás? A sérülés időpontjától számítva a műtét időpontja, műtéti eljárás, mennyi ideig tartott a műtét utáni rehabilitáció, volt-e sportág specifikus erőfejlesztés? A rehabilitáció során melyik izomcsoportot erősítette? Mikor volt az első versenye (sérülés vagy műtét után hány hónap múlva)? Szubjektív (%-os) érzet az ép térdhez képest (a sérültet milyen erősnek / stabilnak / hatásfokúnak érzi)? Térdvédő használata?

EREDMÉNYEK

A sérüléskor az átlagos életkor 20,7 (16-26) év volt. Ugyanolyan arányban sérültek kötött- és szabadfogású versenyzők (5:5). A súlycsoportjuk 50-96 kg között terjedt ki. A versenyzők átlagosan 5,5 (0-9) kg-ot adtak le egy-egy versenyre. Bal térd 6 esetben, jobb térd 4 esetben sérült.

A sérülés 5 támadó és 5 védekező mozdulat során jött létre. A támadó mozdulatok a következők voltak: hátsó alsó emelés során a kitámasztó láb (1 birkózó); álló helyzetben való oldalra billentés során a támadó kilépő lába (2 birkózó); bűvész szaltó során a támadó gáncsoló lába (1 birkózó; 1. ábra); keresztfogásos szaltó dobása során a kilépő láb sérült (1 birkózó). A védekező mozdulatok a következők voltak: csípődobás védekező közben a kitámasztó láb (1 birkózó; 2. ábra); szaltó védekező közben a kitámasztó láb (1 birkózó); lábaramenés védekező során leülésből visszatámadt és a kitámasztó láb (1 birkózó); lábaramenés védekező közben hátráláskor a kitámasztó láb sérült (1 birkózó); valamint lábaramenés védekező közben a megtámadott lábbal ellépett és kitámasztott (1 birkózó). Vagyis a sérülés

mechanizmusa kivétel nélkül olyan helyzetben történt, amikor álló helyzetből dobás / támadás vagy védekezés közben bizonytalan helyzetben kellett kitámasztani csavarodás mellett. Egyszer sem fordult elő ráesés, vagy direkt csavarás (szabadfogás) során. A sérülések nagy része (70% - 7/10) versenyen jött létre, az edzésen sérültek aránya, jóval kevesebb (30% - 3/10) volt. A versenyeken változó volt az időbeli eloszlás: 1 versenyző az első, 3 a második, 1 a harmadik és 2 a negyedik mérkőzésen sérült. Az edzésen a sportolók közül 2 a tréning közepén, 1 pedig a végén szenvedett sérülést. A sérülések közül 7-szer (70% - 7/10) ismételt sérülést említettek a versenyzők. Az LCA szakadás diagnózisának felállítása 7 esetben (77,7% - 7/9) a fizikális és MRI- vizsgálat alapján, 2-szer (22,2% - 2/9) az artroszkópos lelet alapján, egyszer pedig csak a fizikális vizsgálat alapján történt. Meniscus sérülést az esetek 60%-ban (6/10) jegyezték fel, és egy esetben a meniscus sérülés mellett részleges oldalszalag szakadást találtak.

Ezen 10 elit birkózó 90%-a (9/10) került keresztszalag pótlásra. A sérülés és műtét között eltelt idő szintén változó volt, de akinek meniscus sérülése is volt az a sérülést követő 1-3 héten belül (a meniscus sérülések 50% - 3/6 -, vagyis az összes sérült 30% - 3/10) műtétre került. A többi meniscussérült esetben az instabilitás miatt bekövetkező rászérülés okozta a meniscus sérülését és emiatt kerültek műtétre. A 4-12 hét közötti periódus mindegyikében csak LCA sérülés volt a diagnózis – tehát egyszerű instabilitás esetében először gyógytornával próbálkoztak, amely egyben a műtét előtti gyógytornának megfelelt. Három esetben került sor instabilitás miatt, több mint 12 héttel a sérülést követően a pótlásra. Ebből 2 sportoló instabilitási panaszai szintén egyértelműek voltak a sérülést követő periódusban, ugyanakkor a versenynaptár követelménye (valamint figyelembe véve a sportoló felkészültségét) miatt a műtét halasztása mellett döntöttek (9 hónap és 1 év 8 hónap). A pótlás 7 esetben patella ínnaal, 2 esetben semitendinosus és gracilis grafftal történt. Jellemzően a hazai centralizált, ugyanakkor minőséget biztosító Sportegészségügyi ellátásra, 80%-a (8/10) a műtéteknek egy intézményben (Országos Sportegészségügyi Intézetben - OSEI) került sor. Minden esetben a különböző izomcsoportok fejlesztését figyelembe vették – 8 esetben (80% - 8/10) sportág specifikus rehabilitációt végeztek.

A szőnyegre való visszatérés a pótolta esetek 22,2%-ban (2/9) 3-6 hónappal, 77,7%-ban (7/9) pedig a műtétet követő 6-9 vagy több hónappal történt. Versenyen való indulásra azonban kivétel nélkül 6-9 hónappal (45% - 4/9) a műtét után vagy ennél hosszabb idő elteltével (55% - 5/9) került sor. Ez a korrekt rehabilitációs időszak részben köszönhető a versenynaptár jellegzetességeinek (évente 1 kiemelt verseny), valamint a nagy igénybevételhez történő megfelelő felkészülésnek és kooperációs készségnek. A nem pótolta versenyzőnél 6 hét rehabilitáció után megkezdődtek a szőnyegedzések – Ő 4-6 hónappal a sérülés után már versenyzett. A térd szubjektív stabilitás érzése a szőnyegmunkára való visszatéréskor átlag 60%, a versenyzéshez való visszatéréskor 75%-ra módosult – ez a későbbiekben átlag 80%-ra javult. Térdvédőt a vizsgált sportolók 5 esetben (50% - 5/10) a fájdalom elkerülése miatt viselnek. Szubjektív biztonságérzetet a kérdezettek 40%-nak (4/10) ad, 20% (2/10) pedig nem érzi elég stabilnak a térdét. 3 versenyző (30% - 3/10) 1-2 évvel a sérülés után abba hagyta a térdvédő használatát.

MEGBESZÉLÉS ÉS KÖVETKEZTETÉSEK

A térd az emberi test legnagyobb méretű, és egyben legbonyolultabb felépítésű ízülete. Ennek és a nagy igénybevételnek tudható be, hogy a sportsérülések leggyakoribb lokalizációja is a térd. Az egész testet figyelembe véve a sportsérülések 18%-a a térdizületet alkotó csont-, porc- és kötőszöveteken figyelhető meg (Berkes, 2003).

Az LCA elsődleges szerepe a sípcsont előre való csúszásának megakadályozása. Ezáltal biztosítja a mozgástartomány határát teljes extenzióban, megakadályozva a hyperextenziót: 0-

20 fokig feszes, 30-60 fokig lazább, majd 90 fok körül ismét feszes állapotot biztosít (Traumatológiai Szakmai Kollégium, 2006). Másodlagos szerepe a sípcsont csavarodásának illetve a combcsontokhoz képest oldalirányú elmozdulásának a megakadályozása teljesen kinyújtott helyzetben (Gammons, 2010). Az LCA-ban különböző mechanoreceptorok és szabad idegvégződés is találhatóak, melyek érzékelik a szalag feszülését, a mozgás irányát, sebességét, és rotációs helyzetét (Schultz et al., 1984; Shutte et al., 1987). Ezek az idegvégződés fontos afferens funkcióval rendelkeznek és az LCA-reflex afferens ágát alkotják, amelynek efferens végrehajtója a térd körüli izomzat (Johansson et al., 1990). Vagyis jellegéből adódóan passzív (megakadályozza a sípcsont előrecsúszását, csavarodását és oldalirányú elmozdulását) valamint aktív (megnyúlása esetén gerincvelői reflexek révén aktív izom összehúzódást vált ki) stabilizáló szerepe van. Elégtelenné válása (megnyúlás, részleges- vagy teljes szakadás) eredményezi ezen funkciók megszűnését.

Az LCA szalag eredeti hosszának 56 %-kal történő megnyúlásáig megőrzi folytonosságát szakadás előtt. Az elszakításhoz 180 kp erőbehatás szükséges. Szakadását befolyásoló tényezők a következők: sérülést okozó erőhatás nagysága, iránya, az életkor, a flexió mértéke és az egyidejű rotáció befolyásolja (Berkes, 2003). Az elülső keresztszalag sérülések általában alacsony energiájú sérülések eredményeként jönnek létre. Non-kontakt sportok esetén lassítás során, kontakt sportok esetén csavarodással, a térd hátrafesztésével vagy oldal irányú megfeszítésével jöhet létre (Gammons, 2010). A musculus quadriceps femoris az LCA-val antagonistá elrendezésben működik, a legnagyobb erők az extenzió utolsó 30°-ban jelentkeznek a szalagon. A combhajlító izomzat az LCA-val szinergista elrendezésben működik. Tehát a combhajlító izomzat funkciója az LCA megóvása a túlterheléstől, következésképpen ez az izomcsoport a térd legfontosabb dinamikus stabilizálója (Czeglédy és Berkes, 1994).

Az összes térsérülés 70%-a szalagsérülés, amelyek súlyos következményekkel járhatnak, mivel az ízület passzív stabilizátorai károsodnak. A küzdősportok mellett legtöbbször, labdarúgás- és jégkorong során, továbbá kézilabdában, kosárlabdában, rögbiben és sícélésben fordulnak elő (Berkes, 2003). Az LCA-sérülések egyre nagyobb arányban fordulnak elő a nem élsportoló, de aktív korosztályban is, köszönhetően az életmódváltozásnak. Azon sportágakban, ahol különös jelentősége van a stabilitásnak futás, irányváltoztatás vagy rúgás közben, nélkülözhetetlen a szerepe. Évente 200 000 sérülésről és mintegy 60 - 175 000 műtéti keresztszalag pótlásról számolnak be az USA-ban (Gammons, 2010, Lyman et al., 2009). Anatómiai adottságokból eredően, a nőknél a sérülés veszélye sokkal nagyobb, mintegy 2,4 – 9,7 szerese a férfiakénak (Gammons, 2010).

A kezelés célja: stabil, terhelhető, tünetmentes ízület elérése, valamint az újrasérülések és a késői kopásos folyamatok megelőzése, késleltetése. A kezelés (műtéti vagy műtét nélküli) kiválasztásánál, az egyén igényei, a sérülés óta eltelt idő, a szalagsérülés részleges- vagy teljes volta és panaszai játszanak szerepet. Különböző aktivitási szinteket állított fel az International Knee Documentation Committee (I, II, III és IV), amelyek figyelembevételével döntenek a műtéti kezelés mellett (Czeglédy és Berkes, 1994). Az I. szint a leginkább igénybe vett, ide tartozik gyakorlatilag minden élsportoló is. A II-es csoportban is ajánlott a műtét, ahova nehéz fizikai munkások, aktív szabadidő sportolók és azon sportolók tartoznak, akiknek terhelés közben irányt kell változtatniuk (Gammons, 2010). Nincs egyértelmű irányelv, de kétségtelen tény, hogy a javuló műtéti technikákkal és gyakorlással a műtéti ellátás felé tendál az igény (Traumatológiai Szakmai Kollégium, 2006).

A kezelés során minden esetben kiemelt jelentősége van a gyógytornának. Megkülönböztetjük a műtét előtti, műtét utáni, illetve a műtét nélküli kezelés esetén végzett gyógytornát – mindegyik más-más elérendő céllal végzendő. A műtét nélküli gyógytornának sokszor csak halasztó jellege van, az esetleges makro instabilitás elkerülhető, de nem létezik olyan gyógytorna, amely a mikro instabilitásból létrejövő degeneratív folyamatokat

megakadályozhatnák (Hangody és Szendrői, 2005). Számos tényező befolyásolja a rehabilitációt (a műtéti technika, a végzett műtét fajtája, az LCA rögzítésének módja, a kor, a nem, a sportbeli további célok stb.); leggyakrabban az „akcelerált” és „tradicionális” rehabilitációs protokollal találkozhatunk (Berkes, 2003; Czeglédy és Berkes, 1994; Puddu et al., 2001). Olyan protokoll, amely általánosan alkalmazható, ill. minden betegre egyformán alkalmazható, nem létezik.

Kiegészítő módszerek között megemlítendő a propioceptív edzés, valamint a különböző térdrögzítők. Kiemelendő ezek közül is a propiocepció, amely az ízületek helyzetének tudatos és az akarattól független érzékelése. Ez egy dinamikus stabilizáló tréning, amely mind a sérülések megelőzésében, mind a rehabilitáció során (neuromuszkuláris kontroll és a funkcionális stabilitás helyreállítása) kiemelt szerepet tölt be. A propioceptív tréning során alapvető feladatunk először a statikus, majd a dinamikus egyensúlyi helyzetek fejlesztése. Mindezeket kiegészíthetjük a vizuális kontroll megszüntetésével: csukott szemmel végrehajtott mozgások, mozgássorok (Szabó, 2009).

Gyakorlatban a versenysportba való visszaállás feltétele az épp végtag izomerejének 90%-ának elérése (Czeglédy és Berkes, 1994) és a teljes mozgásterjedelem.

Magyarországon összehasonlítva más nagyobb sportágakkal a birkózás kisebb figyelmet kapott a sérülések gyakoriságának vizsgálata szempontjából. Különösen igaz ez az LCA-sérülésekre. Míg hazánkban nem ismert az ilyen jellegű felmérés, az irodalom tanulmányozása alapján megállapítható, hogy más országokban rendelkezésre állnak statisztikai adatok (Goshima et al., 2011; Jarret et al., 1998; Lightfoot et al., 2005, Lorish et al., 1992; Myers et al., 2010). A vizsgált birkózó csoport létszáma - 10 eset – abszolút értékeket nézve alacsony. Ugyanakkor figyelembe kell venni azt a tényt, hogy nagyon speciális a téma és a szakirodalomban birkózással kapcsolatosan közölt legnagyobb LCA sérülési esetszám 6 eset (Lightfoot et al., 2005). Nagyon fontosnak tartjuk kihangsúlyozni azt a másik egyedülálló szempontot, hogy felmérésünkben a vizsgált sportolók fele világversenyen érmes volt, és másik fele is hazánkat képviselte valamilyen világversenyen, vagyis egészen kiemelkedő képességű birkózókat vizsgáltunk.

Az általunk vizsgált versenyzők között az életkor, a fogásnem, a súlycsoport, a fogyasztás, valamint az oldaliság nem bizonyult oki tényezőnek az LCA-sérülést illetően. A súlycsoporttól független előfordulás megegyezik Lightfoot és munkatársai megállapításával (Lightfoot et al., 2005). Ugyanolyan arányban sérültek kötött, mint a szabadfogású birkózók, ami gyakorlatilag megegyezik a Nemzetközi Birkózó Szövetség felméréseivel (Shadgan et al., 2010).

A sérülés mechanizmusának vizsgálata során nem találtunk különbséget a támadó vagy védekező szerep között. Azonban kivétel nélkül olyan helyzetben történtek, amikor álló helyzetből dobás / támadás vagy védekezés közben bizonytalan helyzetben kellett kitámasztani csavarodás mellett, vagyis a sérülések non-kontakt sérülések voltak, azaz nem volt külső erőbehatás. Egyszer sem fordult elő ráesés vagy direkt csavarás (szabadfogás) során. Ez megegyezik az irodalmi adatokkal (Jarret et al., 1998; Lightfoot et al., 2005; Wroble et al., Pasque és Hewett, 2000). Ebből azt a fontos megállapítást tehetjük, hogy mindegyik sérülés olyan mozgás során jött létre, amelyben a sérülést nyílt kinetikus láncból zárt kinetikus láncú terhelésre történő váltáskor szenvedték el a birkózók. Közel nyújtott helyzetben volt a térd, amikor is a hamstring izom nem véd, a musculus quadriceps izom pedig károsít. Ezt rendkívül értékes megfigyelésnek tartjuk, hiszen ez kulcskérdés lehet, mind a többi versenyző sérülésének megelőzésében, mind pedig a sportág specifikus rehabilitáció meghatározásában. Ennek alapján állítható, hogy a szituációk módszeres elemzésével és gyakorolásával megelőzhető az LCA-sérülés kialakulása. A legnagyobb odafigyelést tehát a megelőzésre kell fordítani. E fontos tapasztalat megegyezik a külföldi irodalmakban leírtakkal

(Alentorn-Geli et al., 2009, Benjaminse et al., 2011.; Benjaminse és Otten, 2011; Goshima et al., 2011; Hosokawa et al., 2011).

A birkózók sérülései gyakrabban fordulnak elő versenyeken (83%), mint edzéseken (Lightfoot et al., 2005). Ezt az adatot megerősíthetjük tanulmányunk eredménye alapján (70%-ban versenyen szerzett sérülés) – vagyis a sérülések megelőzésében az éles szituációk gyakorlására kell fektetni a nagyobb hangsúlyt. A versenyeken az időbeli előrehaladást (vagyis a mérkőzés számát) tekintve nem találtunk jellemző időbeli eloszlást – vagyis nem a fáradtság okozta a sérüléseket, ugyanakkor edzésen a 2. és 3. harmadban következtek be a sérülések, amelyek egybevágóan az irodalmi adatokkal (Lightfoot et al., 2005).

A sérülések közül 7-szer (70% - 7/10) ismételt sérülést említettek a versenyzők. A beteganyagunkban szereplő versenyzők, egy kivételével, mind komplex vizsgálaton estek át, mielőtt felállították volna náluk a végleges diagnózist. Tehát beteganyagunk korrekt diagnózisának felállításához kombinált vizsgálatra volt szükség. Az LCA-szakadás mellett gyakori volt a társsérülés. Meniscus sérülést az esetek 60%-ban (6/10) jegyeztek fel, és egy esetben (10% - 1/10) a meniscus sérülés mellett részleges oldalszalag szakadást is találtak. Akinek meniscus sérülése volt, a sérülést követő 1-3 héten belül műtetre került. A többi meniscussérült esetében az instabilitás miatt bekövetkező rásérülés okozta a rostos porc sérülését és emiatt kerültek műtetre. A 4-12 hét közötti periódus mindegyikében csak LCA-sérülés volt a diagnózis – tehát egyszerű instabilitás esetében először gyógytornával próbálkoztak, amely egyben a műtét előtti gyógytornának megfelelt. Ezen tapasztalatok abba az irányba mutatnak, hogyha keresztszalag-sérülés következik be, akkor a műtėti döntést előbb vagy utóbb meghozza a versenyző. Tehát ortopéd-traumatológiai szakmai szempontból túl sok idő telik el a sérülés és a diagnózis felállítása, valamint a diagnózis felállítása és a műtét elvégzése között.

Beteganyagunk 90%-a (9/10) került keresztszalag-pótlásra, instabilitásos panaszok, vagy ezek következményei alapján. Megállapíthatjuk, hogy ezen átlagon felül terhelt élsportoló beteganyag, műtét nélkül nem alkalmas élversenyzőnek a birkózásban. Fontos megemlítenünk, hogy a műtétek 80%-ára ugyanazon, speciális tapasztalatokkal bíró intézetben került sor, ami feltétlenül hozzájárult a jó eredményekhez. Tapasztalataink alapján javasoljuk, e szempont figyelembevételét. A pótlás 7 esetben (77,7% - 7/9) patella ín-, 2 esetben (22,2% - 2/9) semitendinosus és gracilis grafftal történt. A beültetett graftok jól működnek, funkcionálisan igazolva mind a pótlási indikációt, mind a graftvétel helyét, mind pedig a kiváló műtėti technikát. A saját gyakorlatunkban történt graftvétel helye eltér a Lightfoot és munkatársai által publikált cikkben leírtaktól, melyben a műtetre került versenyzőknél használatos graft kizárólag patella ín volt (Lightfoot et al., 2005). Ugyanakkor hasonlóságot mutat az a tény, hogy a mi vizsgálatunk során is volt egy versenyző, akinél egyértelműen LCA-szakadást diagnosztizáltak, de panaszai nem voltak számottevőek, ezért nem került sor műtėti beavatkozásra.

A rehabilitáció alatt, minden esetben figyelembe vették a különböző izomcsoportok fejlesztését – 8 esetben (80% - 8/10) sportágspecifikus rehabilitációt is végezve. Mindegyik versenyző visszatért az élsportba – amely megegyezik a korábban említett tanulmány tapasztalataival (Lightfoot et al., 2005) és amely egyben a magas szintű szakmai munkát támasztja alá hazai viszonyok között. A szőnyegre való visszatérés az operáción átesett versenyzők többségénél (77,7% - 7/9) a műtétet követő 6-9 vagy több hónappal történt. Versenyen való indulásra azonban kivétel nélkül 6-9 hónappal (45% - 4/9) a műtét után, vagy még később (55% - 5/9) került sor. Ebből következik, hogy birkózóknál nem törekszünk az akcelerált rehabilitációra a sportági igénybevétel és a versenynaptár jellegzetessége miatt. Egyszerűen nem lehetséges! A versenyzők szubjektíven az edzés megkezdésekor (szőnyegmunkára való visszatéréskor) sérült / operált térdük stabilitását átlag 60%-osnak ítélték az ép térdükkel összehasonlítva. Ez az érték a versenyzéshez való visszatéréskor 75%-

ra módosult, majd a későbbiekben 80%-ra javult. Ez egy érdekes kérdéskör és további vizsgálatokat is érdemel: ti. hogy a szubjektív instabilitás, vajon funkcionális eltérésekkel is jár-e? Tanulmányunk példája azt mutatja, hogy nem. Térdvédőt a vizsgált sportolók 5 esetben (50% - 5/10) a fájdalom elkerülése miatt viselnek. Szubjektív biztonságérzetet a kérdezettek 40%-nak (4/10) ad, 20% (2/10) pedig nem érzi elég stabilnak a térdét. 3 versenyző (30% - 3/10) 1-2 évvel a sérülés után abba hagyta a térdvédő használatát. Vagyis nem egyértelműen elvetendő a megfelelő külső térdrögzítők későbbi használata.

IRODALOMJEGYZÉK

- Agletti, P., Ponteggia, F., Giron F. (2001): Rehabilitation of the Knee After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. In Puddu, G., Giombini, A., Selvanetti, A. (eds): *Rehabilitation of Sports Injuries*, Springer-Verlag, Berlin, Heidelberg, 118-136.
- Alentorn-Geli, E., Myer, G.D., Silvers, H.J., Samitier, G., Romero D., Lázaro-Haro, C., Cugat, R. (2009): Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 1: Mechanism of injury and underlying risk factors. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* **17**: 7. 705-29.
- Barna, T. (2006): Játék a birkózás. *Egyetemi Jegyzet, Semmelweis Egyetem Testnevelési és Sporttudományi Kar (TF)*, Budapest. Tankönyvkiadó, Budapest, 8-14.
- Benjaminse, A., Bisschop, M., Schoenmakers, P., Otten E. (2011): Form explicit to implicit learning an ACL injury prevention? *Br J Sports Med.* **45**: 4. 336.
- Benjaminse, A., Otten, E. (2011): ACL injury prevention, more effective with a different way of motor learning? *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* **19**: 4. 622-7.
- Berkes, I. (2003): Sportsebészet. In Jákó, P. (ed.): *A sportorvoslás alapjai*. OSEI, Budapest, 229-247.
- Czeglédy, K., Berkes, I. (1994): *Rehabilitáció elülső keresztszalag rekonstrukció után*. OSEI, Budapest, 16-37.
- Gammons, M. (2010): *Anterior Cruciate Ligament Injury*. Updated: May 19, 2010. Retrieved Febr 19, 2011, from <http://emedicine.medscape.com/article/89442-overview>
- Goshima, K., Kitaoka, K., Shima, Y., Nakase, J., Takahashi, R., Tsuchiya, H. (2011): Video analysis of anterior cruciate ligament injuries in sumo wrestling. *Br J Sports Med.* **45**: 4. 351.
- Hangody, L., Szendrői, M. (2005): Keresztszalag-sérülések. 29.11.3. fejezet. In: Szendrői, M. (szerk.): *Ortopédia*. Semmelweis Kiadó, Budapest, 369-371.
- Hosokawa, T., Sato, K., Mitsueda, S., Umehara, H., Hidume, K., Okada, T., Kanisawa, I., Tsuchiya, A., Takahashi, K., Sakai, H. (2011): Effects of anterior cruciate ligament injury prevention program on lower extremity alignment, isokinetic muscle strength and electromyographic activity. *Br J Sports Med.* **45**: 4. 353.
- Jarret, G.J., Orwin, J.F., Dick, R.W. (1998): Injuries in collegiate wrestling. *Am J Sports Med.* **26**: 5. 674-80.
- Johansson, H., Sjölander, P., Sojka, P. (1990): Activity in receptor afferents from the anterior cruciate ligament evokes reflex effects on fusimotor neurones. *Neurosci Res.* **8**: 1. 54-9.
- Lightfoot, A.J., McKinley, T., Doyle, M., Amendola A. (2005): ACL tears in collegiate wrestlers: report of six cases in one season. *Iowa Orthop J.* **25**. 145-8.
- Lorish, T.R., Rizzo, T.D. Jr., Ilstrup, D.M., Scott, S.G. (1992): Injuries in adolescent and preadolescent boys at two large wrestling tournaments. *Am J Sports Med.* **20**: 2. 199-202.

- Lyman, S., Koulouvaris, P., Sherman, S., Do, H., Mandl, L.A., Marx, R.G. (2009): Epidemiology of anterior cruciate ligament reconstruction: trends, readmissions, and subsequent knee surgery. *J Bone Joint Surg Am.* **91**: 10. 2321-8.
- Mirzaei, B., Curby, D.G., Barbas, I., Lotfi, N. (2011): Physical fitness measures of cadet wrestlers. *International Journal of Wrestling Sciences* **1(1)**. 63-66.
- Myers, R.J., Linakis, S.W., Mello, M.J. and Linakis, J.G. (2010): Competitive Wrestling-related Injuries in School Aged Athletes in U.S. Emergency Departments. *West J Emerg Med.* **11**: 5. 442-449.
- Pasque, C.B., Hewett, T.E. (2000): A prospective study of high school wrestling injuries. *Am J Sports Med.* **28**. 509-515.
- Schultz, RA., Miller, D.C., Kerr, C.S., Micheli, L. (1984): Mechanoreceptors in human cruciate ligaments. *J Bone Joint Surg.* **66A**. 1072-1076.
- Schutte, M.J., Dabezi, E.J., Zimny, M.L., Happel, L.T. (1987): Neural anatomy of the human anterior cruciate ligament. *J. Bone Joint Surg.* **69A**. 243-247.
- Shadgan, B., Feldman, B.J., Jafari, S. (2010): Wrestling injuries during the 2008 Beijing Olympic Games. *Am J Sports Med.* **38**: 9. 1870-6.
- Szabó, K. (2009): Proprioceptív térning. *Magyar orvos.* **6**. 30-31.
- Traumatológiai Szakmai Kollégium (2006): A térd keresztszalag sérüléseinek ellátása. Az Egészségügyi Minisztérium szakmai protokollja. 2006. Retrieved Febr 19, 2011, from <http://www.eum.hu/egeszsegpolitika/minosegfejlesztes/traumatologia>
- Wroble, R.R., Mysnyk, M.C., Foster, D.T., Albright, J.P. (1986): Patterns of knee injuries in wrestling: a six year study. *Am J Sports Med.* **14**: 1. 55-66.

ÁBRÁK

1. ábra: A képen szemben lévő birkózó jobb térdé sérülhet a dobás pillanatában (bűvész szaltó) – fehér körrel jelölve.

Figure 1: Mechanism for lesion of the right knee of the wrestler opposite to us at the moment of the throw – marked with white circle.

2. ábra: A képen előnytelenebb helyzetben (feje a másik hónalja alá befogva) lévő birkózó jobb térdé sérülhet csípődobás védeése során a kitámasztás következtében – fehér körrel jelölve.

Figure 2: Mechanism for lesion of the right knee of the wrestler who is being clinched. Defending against the throw with the right leg lean against the mat. Marked with white circle.

További információ:

Dr. Molnár Szabolcs Lajos, Ortopéd-Traumatológus szakorvos (magyar p.sz.: 57830, spanyol p.sz.: 38/06376-6), volt utánpótlás válogatott birkózó (1989-92, DBC), a Magyar Birkózó Szövetség korábbi, a Spanyol Birkózó Szövetség jelenlegi orvosa.

Hospital Ernest Lluch, Calatayud, Aragon, Spanyolország.

50300 Calatayud, Ctra Sagunto Burgos km. 254, Aragon, Spanyolország.

Tf: +34 976.880.964

E-mail: szabolcsmolnandr@gmail.com

Occipitoatlantoaxial Instability and Congenital Thoracic Vertebral Deformity in Pierre Robin Sequence

A Case Report

Szabolcs Molnár, MD,* László Szappanos, MD, PhD,† Zoltán Körmendi, MD,‡
and Róbert Veres, MD, PhD§

Study Design. Case report of a patient with Pierre Robin sequence who presented with occipitoatlantoaxial instability and congenital thoracic deformity.

Objective. As there are lack of similar cases in the literature, we would like to introduce a case of a patient with associated malformations, the consultations that we consider that are obligatory, and our decision-making process. We would also like to demonstrate the follow-up plan and the further key points about either the conservative or the surgical solution of the problem.

Summary of Background Data. The occurrences of 2 malformations (Pierre Robin sequence and occipitoatlantoaxial instability) together are very rare. We have found only 1 publication in the related literature about this topic. We consider that this rare appearance is due to the difficulty in diagnosing this problem. There is no clinical evidence that musculoskeletal examinations are indicated in a patient with Pierre Robin sequence, and it is difficult to check for all the possible deformities.

Method. As congenital scoliosis appeared only at 6 years of age in the case of this child with Pierre Robin syndrome, we promptly began to investigate for other musculoskeletal defects. We would like to demonstrate the investigation process and emphasize the necessity of conventional and functional radiographs, computed tomography, and magnetic resonance images.

Results. We have not found similar cases to refer to, so we made our decision about conservative treatment of the craniocervical instability knowing that we will have to follow up the progression of both the congenital thoracic scoliotic deformity and the occipitoatlantoaxial instability later.

Conclusion. To recognize a rare case is a big challenge indeed due to the lack of the investigational protocol, the key points of the decision process, the prognostic classification system, and the progression of the disease. We recommend that one should individualize and follow up the patient frequently.

Key words: Pierre Robin sequence, occipitoatlantoaxial instability, vertebral deformity, congenital scoliosis.
Spine 2007;32:E501–E504

There are uncountable genetic syndromes in the medical literature that are likely to increase with the improvement of the healthcare systems and with the development of the diagnostic tests, particularly the molecular genetic diagnostic procedures. However, the majority of the genetic syndromes were described in the beginning of the last century. The basis of our case report was published by a French stomatologist, Pierre Robin, in 1923.¹ This so-called Pierre Robin Sequence (PRS) is a triad of micrognathia or retrognathia (Figure 1), posterior U-shaped cleft palate, and glossoptosis.^{2,3} Later on, the association of this sequence with other syndromes and anomalies was described (congenital heart disease, central nervous system malformations, and skeletal deformities^{3,4}). Because of the clinical heterogeneity of the disease, it is classified into 3 subgroups: isolated, syndromic, and with other associated anomalies.^{4,5}

This latter group includes rare associations, as our case was where the PRS was detected with the occipitoatlantoaxial instability. There is only 1 publication in the related literature about the occurrence of these 2 malformations together.⁶

■ Case Report

The authors present a case of an 8-year-old child with PRS. The sequence was diagnosed at birth. The cleft palate was closed operatively. The cardiac vitium, which existed after delivery, regressed spontaneously. The kidneys were both anatomically and functionally intact. The scoliotic deformity developed 2 years ago and in addition to physiotherapy, a thoracolumbar-sacral orthosis was performed elsewhere. The anteroposterior thoracolumbar radiograph revealed a moderate (17°) left-sided scoliosis (Figure 2.). As the Adams forward bending test shows (Figure 3.), the rib hump is raised on the right side. This is the so-called congenital kyphoscoliosis, when the affected vertebrae rotate toward the concavity. Analyzing the radiograph picture, we observed a developmental abnormality of the fourth and fifth thoracic vertebrae (Figure 4), which shows a unilateral unsegmented bar that is, as a consequence of, a failure of segmentation.

From the *Department of Orthopaedics, Polyclinic of the Hospitaller Brothers of St. John of God, Budapest, Hungary; †Department of Traumatology, Gábor Kátai Hospital, Karcag, Hungary; ‡Department of Orthopaedics, Buda Children's Hospital and Outpatient Clinic, Budapest, Hungary; and §National Institute of Neurosurgery, Budapest, Hungary.

Acknowledgment date: November 27, 2006. Acceptance date: March 7, 2007.

The manuscript submitted does not contain information about medical device(s)/drug(s).

No funds were received in support of this work. No benefits in any form have been or will be received from a commercial party related directly or indirectly to the subject of this manuscript.

Address correspondence and reprint request to Szabolcs Molnár, MD, Department of Orthopaedics, Polyclinic of the Hospitaller Brothers of St. John of God in Budapest, 17-19 Frankel Leó St. Budapest, Hungary 1027; E-mail: sz0798@freemail.hu



Figure 1. The appearance of micrognathia in Pierre Robin sequence.

This malformation used to progress rapidly, so we have to consider the possibility of a prophylactic fusion.

The radiologic assessment of the cervical spine (Figure 5) revealed an atlanto-occipital subluxation and a Klippel-Feil syndrome, symmetric block of the second and third vertebrae. We also performed the functional radiographs (Figure 6) where atlantoaxial instability can be detected. Figure 7 shows the dysplastic lateral mass and the subluxation of the



Figure 3. The Adams forward bending test shows the rib hump on the right side.

atlas (axial computed tomography scan). The MRI scans ruled out the abnormality of the spinal cord and roots. After having the radiologic and neurologic assessment (due to the lack of any symptoms), we decided on nonsurgical management and a close follow-up.

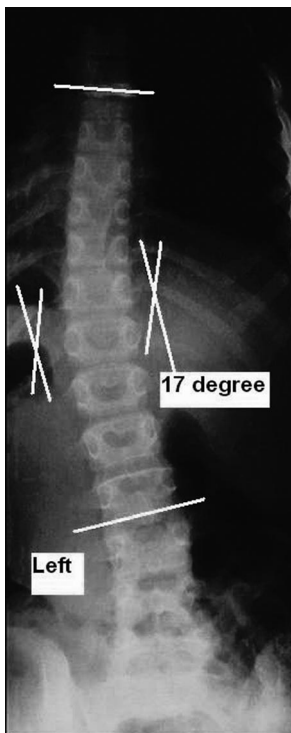


Figure 2. The anteroposterior thoracolumbar radiograph demonstrates a moderate (17°) left-sided scoliosis.



Figure 4. The developmental abnormality of the fourth and fifth thoracic vertebrae: unilateral unsegmented bar (failure of segmentation).



Figure 5. The lateral cervical radiograph: an atlanto-occipital subluxation and a Klippel-Feil syndrome (symmetric block of the second and third vertebrae).

■ Discussion

Pierre Robin, a French stomatologist, described the association of micrognathia and upper airway obstruction caused by glossoptosis in 1923.¹ This is a triad of micrognathia or retrognathia, posterior U-shaped cleft palate, and glossoptosis.^{2,3} Because of the clinical heterogeneity

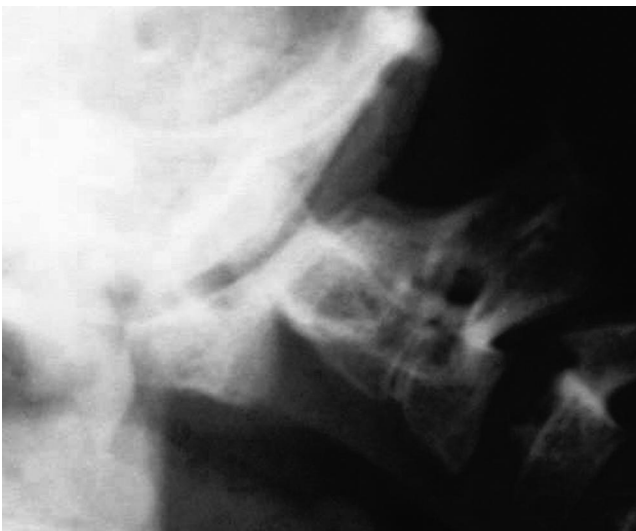


Figure 6. The lateral functional radiograph reveals the atlantoaxial instability.

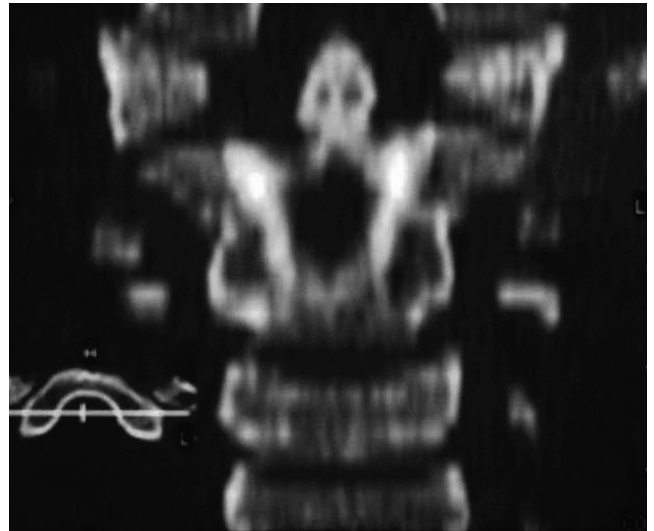


Figure 7. The axial computed tomography scan shows the dysplastic lateral mass and the subluxation of the atlas.

of the disease, it is classified into 3 subgroups: isolated, syndromic, and with associated anomalies.^{4,5} Holder-Espinasse *et al* reported 117 cases of PRS, of which 48% were isolated, 35% were syndromic, and 17% were with associated anomalies.³ There are rare cases including our patient where PRS and the craniocervical instability appeared together.

There is only 1 publication in the related literature about the occurrence of these 2 malformations together.⁶ We consider that the rare appearance of it in the literature is because of the difficulty of its recognition. As we have not found similar cases in the literature, we have no basis to decide which musculoskeletal examination is indicated in a patient with PRS, and it is difficult to check for all the possible deformities. But the systemic musculoskeletal and spinal surgery examination methods can help us to explore all such problems. In case of a congenital scoliosis, the investigation process should include the 2 directional radiographs of the whole spine, a thorough neurologic examination, a magnetic resonance image of the whole neuroaxis (since it can be associated with dysraphism, tethered cord, diastematomyelia, and Arnold-Chiari malformation), and computed tomography scan at the level of the deformities.

The radiologic assessment and CT examination of the cervical spine revealed a dysplastic lateral mass of the atlas, a mild atlantooccipital and atlantoaxial instability, and a Klippel-Feil syndrome (C2–C3).

As there is no existing prognostic classification system that can predict which patients with a congenital osseous anomaly of the cervical spine are at risk for future neurologic injury,⁷ we made our decision on conservative treatment of the craniocervical instability, knowing that we will have to check the progression of both the congenital thoracic scoliotic deformity and the occipitoatlantoaxial instability at frequent intervals.

■ Conclusion

To recognize a rare case is a big challenge due to the lack of investigational protocol, the key points of the decision process, the prognostic classification system, and the progression of the disease. As we were unable to find any similar cases in the literature, we had to set up an individual investigational protocol. On the basis of our detailed examination, we can suggest a system of musculoskeletal examinations and consider it to be useful for further cases. We made our decision for conservative treatment of the craniocervical instability, knowing that we will have to check the progression of both the cervical and thoracic deformity. We recommend that one should individualize the treatment and have a frequent follow-up regimen.

■ Key Points

- The rare occurrence of the Pierre Robin syndrome associated with occipitoatlantoaxial instability and congenital thoracic deformity.
- There is no clinical evidence of which musculoskeletal examination is indicated in a patient with Pierre Robin sequence, and it is difficult to examine for all the possible deformities.

- The systemic musculoskeletal and spinal surgery examination methods can help us to explore all such problems. The authors have the possibility to stress the key points of the examinations.
- To recognize a rare case is a big challenge due to the lack of the investigational protocol, the key points of the decision process, the prognostic classification system, and the progression of the disease.

References

1. Robin P. La chute de la base de la langue considérée comme une nouvelle cause de gêne dans la respiration naso-pharyngienne. *Bull Acad Natl Med* 1923;89:37–41.
2. Jones KL. Robin sequence. In: Jones KL, ed. *Smith's Recognizable Patterns of Human Malformation*. Philadelphia: Saunders; 1997:234–5.
3. Holder-Espinasse M, Abadie V, Cormier-Daire V, et al. Pierre Robin sequence: a series of 117 consecutive cases. *J Pediatr* 2001;139:588–90.
4. Cohen MM. Robin sequences and complexes, causal heterogeneity and pathogenetic/phenotypic variability. *Am J Med Genet* 1999;84:311–5.
5. Shprintzen RJ. Pierre Robin, micrognathia, and airway obstruction: the dependency of treatment on accurate diagnosis. *Int Anesthesiol Clin* 1988;26:64–71.
6. Gamble JG, Rinsky LA. Combined occipitoatlantoaxial hypermobility with anterior and posterior arch defects of the atlas in Pierre-Robin syndrome. *J Pediatr Orthop* 1985;5:475–8.
7. Guille JT, Sherk HH. Congenital osseous anomalies of the upper and lower cervical spine in children. *J Bone Joint Surg Am* 2002;84:277–88.

ANALYZIS OF A NEW FEMUR LENGTHENING SURGERY

Zoltán Zörgő¹, András Hajdu^{2,#}, Sándor Manó³, Zoltán Csernátóy Ph.D.⁴ and Szabolcs Molnár⁴

^{1,2} Institute of Informatics, 4010 Debrecen PO Box 12

³ College Faculty of Engineering, 4028 Debrecen Ótemető u. 2-4.

⁴ Department of Orthopaedics, 4012 Debrecen PO Box 16
University of Debrecen, Hungary

{zorgoz | hajdua}@math.klte.hu, manos@delfin.klte.hu, {csz | molnarsz}@jaguar.dote.hu

Abstract

Medical imaging and visualization made possible the appearance of new technologies and applications aiming to help practicing medical crew. A very special branch of these applications is intended for the operative surgery field. Combining technologies like medical imaging and finite element analysis, we can test theoretical operations and help surgeons to find suitable interventions in concrete medical situations, before even one cut is made. In this paper we present a special surgical intervention for human femur lengthening. Our aim is to analyze the perspectives of this new technique by the help of finite element analysis. Some of our related works and future plans are presented as well.

Key Words

femur, lengthening, FEM, FEA, surgery planning

1. Introduction

Medical imaging technologies and appliances like CT, MRI, PET or SPECT deliver slice or projection images with different resolution, image quality, focusing on different anatomical or functional aspects of the human body. Nearly all of these appliances have the ability to export image data and additional information about patient or environment in commonly known medical file formats like DICOM [13].

These files can be processed by third party computer applications. There are many commercial and free projects, which accomplished great visualization results see e.g. [7][8][11][16]. Some applications aim to help with special surgical interventions [10][14][17]. Other very promising fields are for example telesurgery, virtual environments in medical school education or CAM based prototype modelling [19].

By combining surface and volume reconstruction techniques with engineering systems like CAD applications [21] and finite element modelling and analysis methods

[20][22], practical appliances like case studies for intervention effectiveness estimations and evaluations can be made.

We develop computer applications in the field of orthopaedic surgery, especially osteotomy interventions based on CT images. In one of our investigations, we examine a new human femur lengthening procedure, which has not been tested in operative conditions yet. As our aim is to create surgical plans for individual cases, we have to solve several tasks, like extracting image data from diverse medical image exchange format files, enhancing images, choosing the appropriate segmentation techniques, CAD-oriented volume reconstruction, data exchange with FEM/FEA tools, geometrical description of virtual surgery. This last issue is presenting the most challenging problems.

In the problem discussed subsequently we examine a novel idea of shortening the duration of the human femur lengthening intervention respectively that of the postoperative recovery. The theoretical description of the intervention is presented in [2]. It consists of a spiral cut made in the femur diaphysis and an appropriate traction device (like in Figure 1), thus the basic idea is to lengthen the femur as a spring. We use finite element analysis to determine the static conditions and the limitations of an intervention like this.

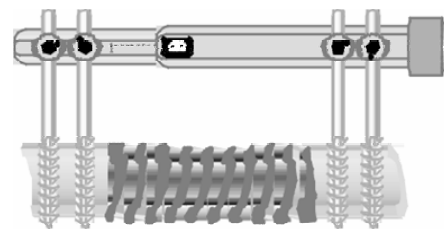


Figure 1. The femur and the lengthening device.

Research supported by OTKA grants T032361, F043090 and IKTA4-0006/2001.

2. General conditions

As the first step of building up our model, we scan a human femur bone using a CT device. For further steps we used a 192-mm long part of the femur diaphysis. Since we intend to analyze individual cases too, we considered not to use average femur models, e.g. which can be found on the web [15].

Our laboratory tests (with dry bone) predicted that the lengthening is possible, but the parameters have to be optimized to reduce the chances of material failure (the fraction of the bone), and to achieve best results. We made two different test series under slightly different conditions.

First, 12 full spiral turns were applied, with a cutting thickness of 1-mm, and 9-mm pitch (see also Figure 2). At both endings of the incision bore-holes of 6 mm diameter were applied, perpendicular to the bone axis. In this case we used a linear elastic isotropic material model with Young's modulus of 17.9GPa, and Poisson ratio of 0.36 [1]. Then to perform the simulation of lengthening, one side of the femur was fixed, the other side's DOFs (degrees of freedom) were laterally limited, and a force was applied on this side in the direction of the calculated main bone axis.

As shown in [4], the material directions in the femur diaphysis are near orthotropic, thus for the second series, we used the validated linear elastic orthotropic material model described in [5] ($E_X=13.4\text{GPa}$, $E_Y=14.1\text{GPa}$, $E_Z=22.9\text{GPa}$, $\text{Pr}_{XY}=0.42$, $\text{Pr}_{YZ}=0.23$, $\text{Pr}_{XZ}=0.23$, $G_{XY}=4.61\text{GPa}$, $G_{YZ}=5.76\text{GPa}$, $G_{XZ}=6.22\text{GPa}$, where X is the bone axis).

In this case eleven and half cutting turns were applied. Cutting thickness of 2 and 3 mm, and remaining tissue of 6, 7 and 8 mm (see Figure 2). One side is fixed, and on the other side displacement values of one to five centimetres were applied in five steps. Bore-hole of 4 mm is placed at both ends of the spiral. We also made several comparison tests for different geometries and stress values.

The main purpose of this study is to test this new surgical procedure in virtual conditions before passing it to the operating room. In all cases maximum stress (von Mises) was calculated to decide whether the bone is capable to provide the desired elongation.

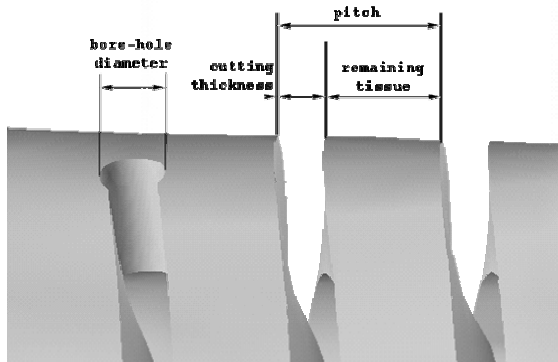


Figure 2. A part of the cutting spiral with the measures.

3. Steps of building up models

In this section we give a brief overview of the steps that are needed to build up the finite element models.

3.1. CT data files

The first step is the extraction of image data and additional information from medical data exchange formats. As CT images represent the X-ray absorption of a given cross-section, the intensity values of their pixels represent this 12-bit absorption rate (implemented as 8,16,24 bit or other colour depth).

Even if the file format may differ from a device manufacturer to another, these formats always consist of image data, some of the patient's personal data and scanning conditions, such as the manufacturer, product id, geometrical parameters of the scanner, etc.

3.2. Image enhancement and segmentation

As given tissue structures have their own absorption rate intervals, a windowing technique might be enough for a simple visualization. However, since these intervals can have overlapping ranges, other tissue parts than the desired VOI (Volume Of Interest) remain in the image, after applying the intensity window. Some conventional procedures like morphological or spectral-space filtering must be applied [3][9], or also there exist specific techniques for CT segmentation, see e.g. [12]. We applied a combined method of region growing and gradient based segmentation [3][9] to achieve best outcome. As our main interest lies in bone structures, these approaches gave satisfying results.

In the special case of the femur lengthening investigation we also worked with dead bone tissue, where the segmentation was no issue.

3.3. Volume reconstruction

As we intended to use FEM/FEA tools in our investigation, we needed to reconstruct the femur diaphysis using the concepts of these tools, like keypoints, parametric splines, line loops, ruled and planar surfaces, volumes and solids.

When extracting contour points of ROIs (Regions Of Interest), gained by segmentation techniques referred previously, we reduced the number of contour points by keeping only those with rapidly changing surroundings. Basic ideas for this procedure, like polygonal approximation or chain-coding can be found in [3][9]. These points then can be interpolated with splines, splines assembled to surfaces, and surfaces to solids, somewhat similarly as it is discussed in [6].

To reduce ray-contamination, the slice density is usually reduced to minimum for in-vivo scanning. Therefore, in many cases the slice thickness is much less than the slice distances, and useful information is lost. Mainly for visualization purposes, this deficiency can be

compensated using interpolation techniques, but no lost anatomical data can be recovered in this way.

In cases when no significant information is altered, the calculated intermediate slice images can be used for more than visualization. Some of these techniques use the original slice data, others, like the one we implemented, can be applied on segmented images. By connecting contour points of bone segments on consequent slices corresponding to the same angles, we can create arbitrary number of new slices (see Figure 3). We also note that it is no use doing this deeper than the pixel size.

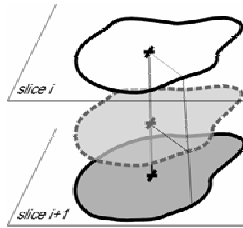


Figure 3. Obtaining fake slices with interpolation.

We tested many different approaches for volume reconstruction. The simplest way of assembling a 3D object is using blocks. By assigning one brick for every voxel (volumetric pixel), and then reducing the number of elements by merging the adequate bricks to larger blocks, we achieved considerably low block numbers, but no appraisable results in FEA, thus we will not refer any more to this approach in this paper. Instead, we built up the geometric model by the elements of continuous geometry like B-splines and Coons patches.

4. Approaches to virtual surgery

4.1. Planar approach

There are some cases, when the art of the operative intervention makes possible performing virtual surgery on the 2D slices instead of the 3D object. By taking the intersection (dark region on Figure 5 right) of the theoretical cutting tool path (Figure 5 left) with the planes of the individual CT slices, we subtracted these profiles from the bone section profile (Figure 4 left).

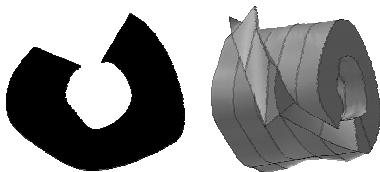


Figure 4. Subtraction of the cutting tool from a bone section profile and the 3D outcome.

Using this technique, after the volume reconstruction sketched previously, we obtained the modified bone structure without the need of further interventions (Figure 4 right).

4.2. Three-dimensional approach

The 3D approach adopted by us was the combination of the volume reconstruction technique described in Section 3.3, and conventional CAD modelling.

We reconstructed the diaphysis of the human femur, and the solid object representing the path of the cutting tool (like in Figure 5) in the same coordinate system. To do so we used the axis of the actual bone defined by the centroids of the hole on the ending slices.

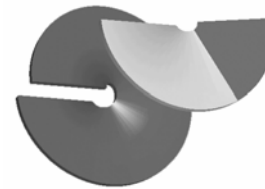


Figure 5. Part of theoretical path and planar intersection of the cutting tool.

The cutting path was achieved by applying helical extrusion along this axis on a rectangle, using the parameters of the actual osteotomy, described in Section 2. By subtracting this path from the diaphysis we obtained the desired solid object (see Figure 6).

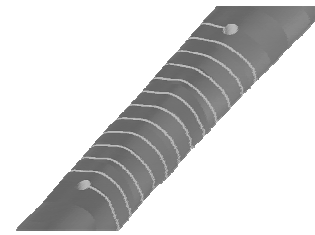


Figure 6. 3D model obtained by subtracting the spiral.

4.3. FEM/FEA approach

Finite Element Analysis (FEA) is a computer-based numerical technique for calculating the physical behaviour of structures, like deflection, stress, vibration, buckling and many other phenomena. This type of analysis is a way to deal with structures that are more complex than they could be investigated analytically. FEA can deal with complex boundaries, and gives simple answers to "real world" structural problems.

We do not intend to develop static FEA or CAD software, and have considered interacting with commercial tools [20][21]. There are several methods to solve the communication with these applications, like commonly known file formats [18], API based communication or scripting. We voted for using the scripting facilities of the applications. These scripting languages are either interpreted high-level languages, or the "command-line version" of the GUI. These facilities still differ, yet the script exporting methods are the simplest to adapt.

Using the volumetric representation approach, described in Section 3.3, we needed only to translate our internal representation to a specific scripting language.

Material types and parameters can also be defined using scripts. The bone material models we used are linear elastic ones, as it is described in Section 2. Since we test only general possibilities, these models are sufficient. Further testing with more accurate (anisotropic) material models may provide more precise results.

5. Tests and results

As presented in Section 2, in the first test series we used an isotropic material model. We applied quadratic tetrahedral mesh within the FEA software (ANSYS [20]). After applying constraints and forces, we have tested stress and displacement of the bone structure. See first column of Table 3 and Figure 7 for some results of the analysis according to the described femur osteotomy.

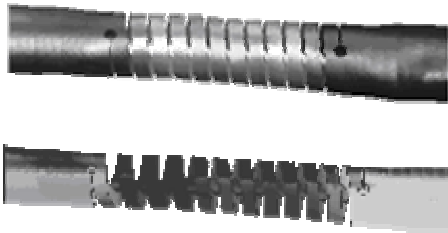


Figure 7. Distribution of stress during elongation.

As expected, there is a linear relation between the applied force and the elongation and the appeared stress, respectively.

In the second test series we used the orthotropic material model, and we worked with 11.5 spiral turns using various pitch parameters (see Table 1 and Figure 2).

		cuting thickness (mm)	
		2,00	3,00
tissue (mm)	pitch		
	6,00	8,00	9,00
	7,00	9,00	10,00
8,00	10,00	11,00	

Table 1. Parameters of the second set for lengthening.

We made the analysis on both the reconstructed femur diaphysis solid object and a cylindrical pipe. The pipe had its inner and outer diameter according to the average inner and outer diameter of the femur.

In this case the relation between the applied displacement and the evolved stress is also nearly linear, so here we present only the 3 cm elongation case (1, 2, 3, 4 and 5 cm cases were studied) See Table 2 for test results in the case where the reconstructed femur was used.

stress (von Mises) MPa		cuting thickness (mm)	
		2,00	3,00
remaining tissue (mm)	6,00	749,19	670,48
	7,00	668,19	693,80
	8,00	791,40	741,55

Table 2. The 3 cm elongation case for orthotropic material.

We compared this data with the stress value set resulted from the pipe tests. Using the orthotropic model the pipe tests gave in average 1.61 (D=0.27) times smaller

stress values, and these two data sets highly correlate with the correlation coefficient 0.91. Accordingly, some future analyses also might be performed on the pipe model, which is easier to manipulate.

For comparison of all three model types see Table 3.

Elongation (cm)	Reconstruced		Pipe		Object Material model
	Isotropic	Ortotropic	Isotropic	Ortotropic	
1,00	256,213	231,270	256,210	138,330	Stress (MPa)
2,00	512,427	462,530	512,420	276,660	
3,00	768,640	693,800	768,640	414,990	
4,00	1 024,853	925,060	1 024,800	553,320	
5,00	1 281,067	1 156,300	1 281,100	691,650	

Table 3. Comparison of the models in the case of 3 mm cutting thickness and 7 mm bone remaining.

As the maximum stress supported by the bone tissue depends on the age of the patient and the actual bone density – which can be determined from the CT images – the maximum elongation and stress supported by a given femur should be determined individually. Nevertheless the maximum stress supported varies around 200 MPa [1], so we can see that in our case only a maximum force of around 300 N can be applied and we achieve an elongation between one and two centimetres.

The stress peek appears on the inner side of the medullar hole, right next to the bore-holes (see Figure 8).

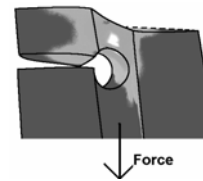


Figure 8. The maximal stress is at the brightest spot.

For this reason we performed some preliminary research concerning the bore-hole profile. During this examinations we have used a simplified model to gain the maximal stresses in the case of different bore profiles. We dispensed using the concrete units because only the relation between these results is important.

The base geometric model (see Figure 9 for details) and the load conditions were the same in each case.

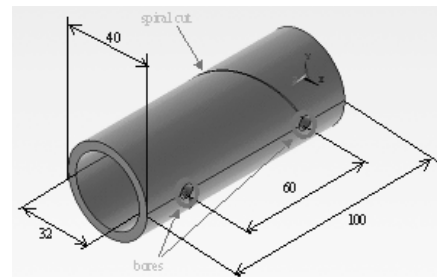


Figure 9. The bore-hole test model.

The model was a 100 unit long pipe. Its external and internal diameters were 40 and 32 units, respectively. The pipe had a 60 unit long spiral cut with one unit thickness. There are two equable bores at the beginning and the end of the spiral cut across the wall of the pipe, but the form of

these bores was different in each analysis (cylindrical bore in radial direction, conical bore inward and outward, cylindrical bores oblique to radius and rounded cylindrical bore like in Figure 10).

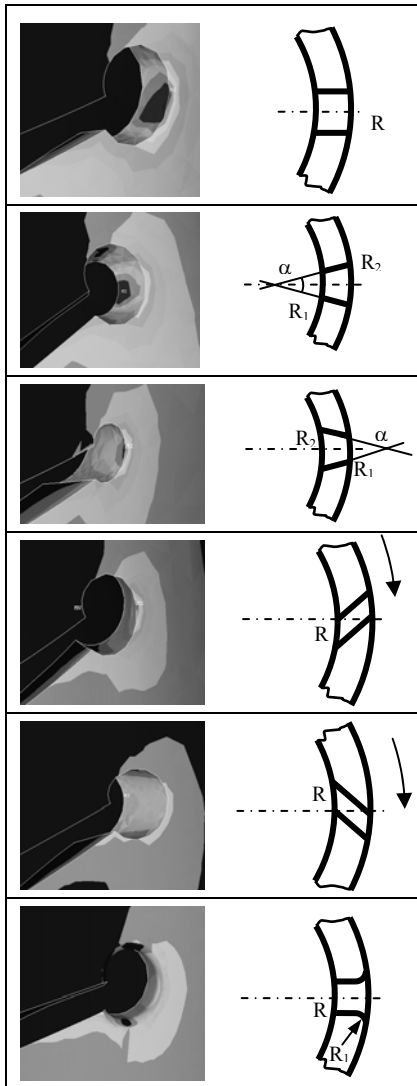


Figure 10. The bore shape and the peek stress dispersion.

The material model used was isotropic $E = 1,52 \text{ GPa}$, $\mu = 0,33$. Load conditions were similar to the elongation test conditions. By comparing the results using the volume of the bore-hole relative to the maximal stress value, the inward oriented conical bore appears to be the most suitable. The results have also shown that in the case of cylindrical bores in radial direction and conical bores, the maximal stress is spread in a relatively large area, and in the other cases it appears in tight, point-like areas. By increasing the bore diameters we can reduce the maximum stress.

Beyond a critical elongation, which depends on all geometrical parameters, peek values will evolve not only close to the bore-hole but also in the interior of the spiral.

6. Conclusion

Our intention was to deliver answers to the usability of a new operative intervention before any in-vivo experiments are done. We concluded that the inspected method could be used in practice but some further refinements are necessary. Further analyses may be desirable for determining best parameters (cutting thickness, pitch, bore-hole diameter, shape and position) for maximal elongation with minimal stress with regards to the physiological facts like cartilage and bone formation conditions. Some of the adopted solutions are still under development or in improvement state, but all of them are intended to be part of automated decision-support applications.

7. References

- [1] H. Abé, K. Hayashi, and M. Sato (Eds.), *Data Book on Mechanical Properties of Living Cells, Tissues, and Organs*, Springer-Verlag, Tokyo, 1996.
- [2] Z. Csernátóny, L. Kiss, S. Manó, L. Gáspár and K. Szepesi, Multilevel callus distraction. A novel idea to shorten the lengthening time, *Medical Hypotheses*, 2002, accepted.
- [3] R. C. Gonzalez, and R. E. Woods: *Digital image processing*, Addison-Wesley, Reading, MA, 1992.
- [4] Thomas J. Impelluso: *Locally orthotropic femur remodelling*, ASB conference, 2001
- [5] R. Klabunde, E. Roland, W. R. Taylor, S. E. Clift, L. Rakotomanana: *Experimental validation of an orthotropic FE-model using modal analysis*, 12th Conference of the European Society of Biomechanics, Dublin, 2000
- [6] A.L. Marsan: *Solid model construction from 3D images*, (PDF, PhD dissertation) The University of Michigan, 1999.
- [7] K. Radermacher, C. V. Pichler, S. Fischer, G. Rau: *3D-Visualisation in Surgery*, Helmholtz-Institute Aachen, 1998.
- [8] L. A. Ritter, M. A. Liévin, R. B. Sader, H-F. B. Zeilhofer, E. A. Keeve: *Fast Generation of 3D Bone Models for Craniofacial Surgical Planning: An Interactive Approach*, CARS/Springer, 2002.
- [9] M. Sonka, V. Hlavac, and R. Boyle: *Image processing, analysis, and machine vision*, Brooks/Cole Publishing Company, Pacific Grove, CA, 1999.
- [10] Tsai Ming-Dar, Shyan-Bin Jou, Ming-Shium Hsieh: *An Orthopedic Virtual Reality Surgical Simulator* (PDF), ICAT 2000.
- [11] <http://graphics.stanford.edu/data/3Dscanrep/>
- [12] <http://image.soongsil.ac.kr/software.html>
- [13] <http://medical.nema.org>
- [14] <http://www.ablesw.com/3d-doctor/>
- [15] http://www.cineca.it/hosted/LTM-IOR/back2net/stand_fem/stand_fem.html
- [16] <http://wwwr.kanazawa-it.ac.jp/ael/imaging/synapse>
- [17] <http://www.materialise.com>
- [18] <http://www.nist.gov/iges>
- [19] <http://www.ryderengr.com/>
- [20] ANSYS Online Manual

[21] CADKey Online Manual

[22] MSC Patran/Nastran Online Manual